

# **Bestimmung der DQE digitaler Mammographie-Einrichtungen**

Diplom - Abschlussarbeit  
im Institut für Photoingenieurwesen und Medientechnik  
an der Fachhochschule Köln

Autor  
Katharina Tölkes  
aus Kempen  
Mat.-Nr.: 11021693

Referent Prof. Dr. Christian Blendl  
Korreferent: Dipl. Ing. Hartmut Illers, Physikalisch  
Technische Bundesanstalt, Braunschweig

Köln, im Januar 2004

# **Determination of the DQE of digital mammography devices**

Thesis  
at the Institute  
of  
Imaging Sciences and Media Technology  
University of Applied Sciences Cologne

Author  
Katharina Tölkes  
Kempfen  
Mat.-Number: 11021693

First Reviewer Prof. Dr. Christian Blendl, Cologne  
Second Reviewer: Dipl. Ing. Hartmut Illers, Physikalisch  
Technische Bundesanstalt, Braunschweig

Cologne, January 2004

## Kurzbeschreibung

Titel: Bestimmung der DQE digitaler Mammographie-Einrichtungen

Autor: Katharina Tölkes

Referenten: Prof. Dr. Christian Blendl/Dipl. Ing. Hartmut Illers

Zusammenfassung: Die detektive Quantenausbeute (DQE) erlaubt eine umfassende Charakterisierung bildgebender Systeme, da sie sowohl etwas über das Auflösungsvermögen, als auch über die Rauscheigenschaften des Systems aussagt. Im Rahmen dieser Arbeit wurde die DQE zweier digitaler Mammographie-Einrichtungen bestimmt, wobei für vergleichbare Dosisniveaus folgende Ergebnisse erzielt wurden: Für eine Ortsfrequenz von einem Lp/mm beträgt die DQE des indirekten Systems ca. 42% und die des direkten Systems auf Basis von amorphem Selen ca. 62%.

Stichwörter: digitale Mammographie, DQE, Flachdetektor, MTF, NPS

Sperrvermerk: Die vorgelegte Arbeit unterliegt keinem Sperrvermerk.

Datum: 26.01.2005

## Abstract

Titel: Determination of the DQE of digital mammography devices

Author: Tölkes, Katharina

Reviewers: Prof. Dr. Christian Blendl/Dipl. Ing. Hartmut Illers

Abstract: The detective quantum efficiency (DQE) is considered to be the most suitable parameter to characterise imaging systems. The DQE provides information about both, the spatial resolution and noise characteristics of the system. Within the scope of this thesis the DQE of two digital mammography devices were determined. The results are as follows: for comparable exposure levels and a spatial frequency of one cycle/mm the DQE for the indirect system was found to be 42% and for the direct system based on amorphous selenia a DQE value of 62% was measured.

Keywords: digital mammography, DQE, flat panel detector, MTF,NPS

Remark of closure: This presented Thesis is not subject of a blocking period.

Date: 26.01.2005

Mein Dank richtet sich an

Herrn Prof. Dr. Christian Blendl für die freundliche Unterstützung  
während der gesamten Diplomarbeit.

Herrn Dipl. Ing. Hartmut Illers dafür, dass er immer ein offenes  
Ohr für meine Fragen hatte.

Herrn Dr. Thomas Bahr, CREASO GmbH

Herrn Dipl. Phys. Gerhard Brunst, GE Medical Systems

Herrn Dr. Thomas Mertelmeier, Siemens Medical Solutions

Herrn Dr. Herbert Schröder, Philips Medical Solutions

Herrn Dr. Wolfgang Stork, Röntgeninstitut Düsseldorf

Meine Familie und meine Freunde.

# Inhaltsverzeichnis

1. Einleitung.....	8
1.1 Stand der Wissenschaft und Aufgabenstellung.....	8
2. Theoretische Grundlagen .....	10
2.1 Das Bild.....	10
2.2 Das lineare System .....	10
2.3 Die Modulationsübertragungsfunktion.....	11
2.4 Das Rauschleistungsspektrum.....	12
2.4.1 Das Ausgangsrauschleistungsspektrum.....	12
2.4.2 Das Eingangsrauschleistungsspektrum.....	13
2.5 Die Detektive Quantenausbeute .....	13
3. Material und Methoden zur Aufnahme der Bilder .....	16
3.1 Anforderungen an die Mammographie-Einrichtungen.....	16
3.2 Strahlenqualität .....	16
3.3 Prüfeinrichtung zur Bestimmung der MTF.....	16
3.4 Geometrie zur Bestrahlung .....	18
3.5 Dosismessung .....	19
3.6 Bestrahlung zur Bestimmung der Kennlinie .....	19
3.7 Bestrahlung zur Bestimmung der MTF.....	19
3.8 Bestrahlung zur Bestimmung des Ausgangsrauschspektrums .....	20
3.9 Korrektur der Rohdaten.....	20
4. Material und Methoden zur Auswertung der Bilddaten und zur Berechnung der DQE.....	21
4.1 Programme zur Auswertung der Bilddaten .....	21
4.1.1 Anpassen der Programme an das DICOM-Format.....	21
4.2 Auswertung der Bilddaten zur Bestimmung der Kennlinie .....	22
4.2.1 Erzeugen einer LUT .....	23
4.3 Durchführung einer zweidimensionalen Polynomkorrektur .....	24
4.4 Auswertung der Bilddaten zur Bestimmung der MTF.....	24
4.5 Auswertung der Bilddaten zur Bestimmung des .....	28
Ausgangsrauschspektrums.....	28
4.6 Berechnung des Eingangsrauschspektrums.....	30
4.7 Berechnung der DQE.....	32
5. Detektortechnologie.....	33
5.1 Der Detektor des Senographe DS .....	33
5.2 Der Detektor des Mammomat Novation DR.....	33
6. Ergebnisse.....	35

6.1 Senographie DS .....	35
6.1.1 Die Halbwertschichtdicke .....	35
6.1.2 Die Kennlinie .....	35
6.1.3 Die MTF.....	36
6.1.4 Das NPS.....	37
6.1.5 Die DQE .....	41
6.2 Mammomat Novation DR.....	43
6.2.1 Die Kennlinie .....	43
6.2.2 Die MTF.....	44
6.2.3 Das NPS.....	45
6.2.4 Die DQE .....	46
7. Diskussion und Schlussfolgerung.....	49
8. Anhang .....	53
8.1 Literaturverzeichnis .....	53
8.2 Eidesstattliche Erklärung.....	55
8.3 Sperrvermerk .....	56
8.4 Weitergabeerklärung.....	57
8.5 Messwerte.....	58
8.6 Fehlerrechnung .....	59
8.7 Ergänzung zu den Ergebnissen aus Kapitel 6 .....	60
8.8 Programmcode .....	63
8.9 Abbildungsverzeichnis .....	65
8.10 Tabellenverzeichnis .....	67

# 1. Einleitung

Seit der ersten FDA<sup>1</sup>-Zulassung einer digitalen Mammographie-Einrichtung auf Basis der Flachdetektor-Technologie im Jahre 2000 werden analoge Einrichtungen mit Film-Folien-Systemen zunehmend durch digitale Varianten ersetzt. Dabei stellt sich die Frage nach einem geeigneten Parameter zur Charakterisierung solcher Geräte. Als solcher hat sich die Detective Quantum Efficiency (DQE) etabliert. Sie beschreibt basierend auf der Modulationsübertragungsfunktion (MTF), den Rauscheigenschaften und der Eingangsdosis, die Fähigkeit eines Röntgenbilddetektors auftreffende Röntgenstrahlung bildwirksam umzusetzen. So gliedert sich die Bestimmung der DQE in mehrere Abschnitte, in denen im wesentlichen die Kennlinie des Detektors, die MTF, das Eingangs- und das Ausgangsrauschleistungsspektrum bestimmt werden müssen.

## 1.1 Stand der Wissenschaft und Aufgabenstellung

Die im Jahre 2002 veröffentlichte Norm *IEC 62220-1 Medizinisch elektrische Geräte – Merkmale digitaler Röntgenbildgeräte – Teil 1: Bestimmung der detektiven Quanten-Ausbeute* legt Messbedingungen und Messverfahren zur Bestimmung der DQE fest. Sie ist jedoch nicht anwendbar auf die Mammographie. Eine Norm (IEC 62220-1-2), die sich auf die Messung der DQE von Mammographie-Einrichtungen bezieht, wird zur Zeit erarbeitet. Da diese bisher nur als Entwurf vorliegt, soll die DQE zweier Detektoren, die in der Mammographie verwendet werden, im Rahmen dieser Diplomarbeit hauptsächlich in Anlehnung an die IEC Norm 62220-1 bestimmt werden. Soweit es erforderlich ist, wird u.a. mit Bezug zum IEC Entwurf 62220-1-2 eine Anpassung der IEC 62220-1 auf die Mammographie vorgenommen.

Bei den Einrichtungen, bei denen die DQE des Detektors bestimmt werden soll, handelt es sich zum einem um den Senographe DS der Firma General Electric (GE) und zum anderen um den Mammomat Novation DR der Firma Siemens. Es

---

<sup>1</sup>Food and Drug Administration



ist an dieser Stelle anzumerken, dass man unterscheiden muss zwischen der DQE des Detektors und der des gesamten Systems.[1][2][3, S. 18]

In den letzten Jahren sind bereits DQE-Messungen an digitalen Mammographie-Einrichtungen vorgenommen worden, die jedoch nicht nach einer einheitlichen Norm durchgeführt worden sind. Eine Veröffentlichung aus dem Jahre 2000, erschienen in der Fachzeitschrift *Physics in Medicine*, beschreibt die Bestimmung der DQE eines Flachdetektors der Firma GE. Bei dem Detektor handelte es sich um einen Prototypen, der in die analoge Einrichtung Senographie DMR integriert wurde. Die Pixelgröße und das Funktionsprinzip entsprechen dem Detektor des Senographie DS. Das Ergebnis dieser Messung zeigt eine DQE, die bei einer Ortsfrequenz von einem Lp/mm für unterschiedliche Dosisniveaus zwischen ca. 36% und 52% liegt. Dabei ist der Wert der DQE am größten für die höchste gemessene Dosis. [4]

Die DQE von Systemen, die nach dem direkten Konversionsprinzip arbeiten, wurde ebenfalls in früheren Messreihen bestimmt. Dies geschah unter anderem zur FDA-Zulassung des Mammomat Novation DR. Dazu wurde die DQE dieser Einrichtung und die des Selenia Systems der Firma Lorad bestimmt. Beide Geräte verfügen über die gleiche Detektortechnologie. Für die Ortsfrequenz von einem Lp/mm liegt die DQE hier bei ca. 45% bis 50%, gemessen bei einer Dosis von 62,1  $\mu\text{Gy}$ . [5]

Zu einem höheren Ergebnis gelangt J.G. Yorker in einer anderen Messreihe, die im Jahre 2002 vorgestellt wurde. Gegenstand der Untersuchungen war ebenfalls das Selenia System. Die Werte der DQE liegen hier für die Ortsfrequenz von einem Lp/mm zwischen ca. 50% und 62% für Dosisniveaus zwischen 49,6 $\mu\text{Gy}$  und 204,0 $\mu\text{Gy}$ . [6]

## 2. Theoretische Grundlagen

### 2.1 Das Bild

Der Begriff *Bild* kann ein analoges, ein digitales oder ein Quantenbild beschreiben. Während ein analoges Bild aus einer „orts– und wertkontinuierlichen, in physikalischen Größen definierten Bildfunktion besteht, besteht ein digitales Bild aus einer orts- und wertdiskreten, in physikalischen Größen definierten Bildfunktion [7]“, die durch eine Bildmatrix repräsentiert wird.

Das Eingangssignal eines Röntgenbildgerätes ist immer ein Quantenbild, was bedeutet, dass es sich hierbei um eine räumliche Verteilung von Röntgenquanten handelt. [8, Seite 83ff]

### 2.2 Das lineare System

Die Eigenschaften eines Systems können durch das Verhältnis zwischen Eingangs- und Ausgangssignal beschrieben werden. Bedient man sich dazu der Fouriertransformation können diese Eigenschaften nicht nur im Ortsbereich, sondern auch im Frequenzbereich betrachtet werden. "Durch die Fouriertransformation wird ein nichtperiodisches Signal, das zum Rand hin abklingt, in Sinus- und Kosinusschwingungen zerlegt [9, Kapitel 2.5]". Bei der Anwendung der Fouriertransformation geht man davon aus, dass es sich bei dem betrachteten System um ein lineares, verschiebungsinvariantes System (linear shift-invariant system, LSI) handelt. Die Eigenschaft *Linearität* bedeutet, dass das System auf „ein Vielfaches des Eingangssignals mit dem entsprechenden Vielfachen des Ausgangssignals antwortet und dass die Antwort auf die Überlagerung zweier Signale gleich der Summe der Antworten auf die Eingangssignale ist. Ein verschiebungsinvariantes System ist ein System, welches auf ein zeitlich verschobenes Signal mit einem entsprechendem zeitlich verschobenen Signal antwortet [9, Kapitel 3.2]".

Diese Eigenschaften sind in der Realität nicht immer vollkommen erfüllt, man kann sich ihnen aber zumindest annähern. Die Fouriertransformation ist Bestandteil der folgenden Auswertungen und wird mit Hilfe von diversen Programmen auf die Bilddaten angewendet. [8, Seite 91ff]

## 2.3 Die Modulationsübertragungsfunktion

Die Antwort eines linearen, verschiebungsinvarianten Systems auf einen Dirac-Impuls ist die Impulsantwort. Ein Dirac-Impuls ist eine unendlich schmale und hohe Rechteckfunktion. Durch eine Fouriertransformation der Impulsantwortfunktion erhält man die optische Übertragungsfunktion (optical transfer function, OTF), die das Verhalten des Systems im Frequenzbereich beschreibt. Sie legt in Abhängigkeit von der Frequenz fest, um welchen Faktor das System die Amplitude des Eingangssignals verändert und um welchen es die Phase desselben dreht. Geht man davon aus, dass die Impulsantwortfunktion reell ist, so genügt es, die Übertragungsfunktion für positive Frequenzen anzugeben, also den Betrag zu bilden. Der Betrag der Übertragungsfunktion entspricht der Modulationsübertragungsfunktion (modulation transfer function, MTF).

$$|OTF(u, v)| = MTF(u, v) \quad (2.1)$$

Die Variablen  $u$  und  $v$  sind Ortsfrequenzen im zweidimensionalen Frequenzraum. Die Modulationsübertragungsfunktion gibt an, „wie gut Kontraste unterschiedlich großer Objektdetails durch Intensitätskontraste im Bild wiedergegeben werden können [11]“ und sagt somit sowohl etwas über die Ortsauflösung, als auch über den Kontrast aus. Bei der Ortsfrequenz Null hat sie den Wert eins. Man kann die MTF auch definieren als das Verhältnis zwischen Eingangsmodulation  $M_{in}$  des Strahlungsfeldes und Ausgangsmodulation  $M_{out}$  des Röntgenbildes, wobei die Modulation  $M$  gegeben ist durch:

$$M = \frac{I_{max} - I_{min}}{I_{max} + I_{min}} \quad (2.2)$$

Dabei sind  $I_{max}$  und  $I_{min}$  Intensitätsmaxima bzw. Intensitätsminima der Objektverteilung.

Die MTF beschreibt zwar die Fähigkeit eines Systems, feine Strukturen originalgetreu wiederzugeben, sie sagt jedoch nichts darüber aus, ob solche kleinen Strukturen auch letztendlich im Bild erkannt werden können, da bei jedem bildgebenden System eine Beeinträchtigung der Detailerkennbarkeit durch Rauschen auftritt. [8, Seite 97ff][9, Kapitel 3.2][10][11, Seite 59]

## 2.4 Das Rauschleistungsspektrum

Entscheidend für die Erkennbarkeit kleiner Bilddetails ist das Signal-zu-Rausch-Verhältnis (SNR). „Unter Rauschen versteht man dabei denjenigen Anteil der Bilddiskrepanz (Abweichung des realen Bildes einer Objektverteilung von dem Bild, welches sich bei idealen Abbildungseigenschaften ergeben würde) der auf Zufallsprozesse zurückzuführen ist [10, Teil2, Seite 3]“. Zufällige Schwankungen ergeben sich einerseits aufgrund der thermischen Bewegung von Elektronen in den Bauteilen des Systems, was dann als Systemrauschen zu bezeichnen ist, und andererseits durch statistische Schwankungen der einfallenden Röntgenquanten. Man spricht im zweiten Fall von Quantenrauschen. [11][12]

### 2.4.1 Das Ausgangsrauschleistungsspektrum

Eine Zufallsvariable kann mit den Begriffen Erwartungswert und Varianz beschrieben werden. Der Erwartungswert ist derjenige Wert, von dem man erwartet, dass er sich bei einer mehrmaligen Wiederholung eines Ereignisses durchschnittlich oft ergibt. Die Berechnung des diskreten Erwartungswertes ( $EX$ ) erfolgt nach Gleichung 2.3.

$$EX = \sum_{k=1}^{\infty} a_k p_k \quad (2.3)$$

Dabei sind  $a_k$  die möglichen Werte der diskreten Zufallsvariablen und  $p_k$  die zugehörigen Wahrscheinlichkeiten. Die Abweichung einer Zufallsvariable von ihrem Erwartungswert wird als Varianz bezeichnet und ist mit  $\mu=EX$  durch Gleichung 2.4 definiert.

$$\sigma^2 = \sum_{k=1}^{\infty} (a_k - \mu)^2 p_k \quad (2.4)$$

Nun besteht ein Bild nicht aus einer einzigen Zufallsvariable, sondern aus einer Matrix von Zufallsvariablen, wobei benachbarte Zufallsvariablen in einer gewissen Abhängigkeit zueinander stehen. Ein Maß für diese Abhängigkeit ist die Kovarianz. Wenn  $X$  und  $Y$  zwei Zufallsvariablen mit dem Erwartungswert  $EX$  und  $EY$  sind, gilt für die Kovarianz:

$$COV(X, Y) = E((X - \mu_x)(Y - \mu_y)) \quad (2.5)$$

Die Korrelation zweier Zufallsvariablen, deren gemeinsame Zufallsverteilung ortsunabhängig ist, ist durch die Autokorrelationsfunktion (AKF) beschrieben. Bildet man die Fouriertransformierte der AKF eines im weitesten Sinne stationären Zufallsprozesses (wide sense stationary, WSS), so erhält man das Rauschleistungsspektrum. Im Falle von unkorrelierten Zufallsvariablen ist das Leistungsspektrum konstant. Man spricht dann von *weißem Rauschen*. Das Rauschleistungsspektrum gibt an, wie oft eine bestimmte Frequenz im quadratischen Mittel vorkommt. Es wird auch als Noise Power Spectrum (NPS) oder Wiener Spektrum (W) bezeichnet. [9, Kapitel 6][8, Seite 110ff]

#### 2.4.2 Das Eingangsausleistungsspektrum

Das Eingangsausleistungsspektrum (Eingangsauspektrum) ist konstant, es handelt sich um *weißes Rauschen*. Bei der Berechnung der DQE nach der in Kapitel 2.5 genannten Gleichung geht man davon aus, dass das Eingangsausleistungsspektrum gleich der Anzahl der auftreffenden Röntgenquanten ist. Es gilt also mit  $W_{in}$  als Eingangsauspektrum und der Photonenfluenz  $Q$ :

$$W_{in}(u, v) = Q \quad (2.6)$$

Näheres zur Berechnung des Eingangsauspektrums findet sich Kapitel 4.6. [13, Seite 52]

## 2.5 Die Detektive Quantenausbeute

Die DQE ist eine dimensionslose Größe, die die Fähigkeit des Detektors beschreibt, die Bildinformation des am Eingang vorliegenden Strahlenbildes in das digitale Bild zu übertragen. Für einen zweidimensionalen Frequenzraum kann dieser Zusammenhang mit dieser Gleichung beschrieben werden:

$$DQE = \frac{SNR_{out}^2(u, v)}{SNR_{in}^2(u, v)} \quad (2.7)$$

dabei sind

$u, v$  Ortsfrequenzen im zweidimensionalen Frequenzraum, die in der Dimension 1/Länge angegeben werden  
 $SNR$  Das Eingangs- bzw. Ausgangs-Signal-zu-Rausch-Verhältnis

Mit  $SNR$  = Signal-zu-Rausch-Verhältnis kann man schreiben:

$$DQE(u, v) = \frac{\frac{Signal_{out}^2(u, v)}{Rauschen_{out}^2(u, v)}}{\frac{Signal_{in}^2(u, v)}{Rauschen_{in}^2(u, v)}} \quad (2.8)$$

Nun kann das Ausgangssignal durch Multiplikation der optischen Übertragungsfunktion  $OTF(u, v)$  mit dem Eingangssignal berechnet werden:

$$Signal_{out}(u, v) = Signal_{in}(u, v) \cdot OTF(u, v) \quad (2.9)$$

mit

$$|OTF(u, v)| = MTF(u, v) \quad (2.10)$$

folgt dann

$$Signal_{out}^2(u, v) = G^2 \cdot Signal_{in}^2(u, v) \cdot MTF^2(u, v) \quad (2.11)$$

wobei  $G$  der Verstärkungsfaktor (Gain) des abbildenden Systems ist. Sei nun das Eingangs- bzw. Ausgangsrauschen als Wiener Spektrum  $W$  bezeichnet, so ergibt sich letztendlich die in der Norm IEC 62220-1 angegebene Gleichung für die DQE:

$$DQE(u, v) = G^2 MTF^2(u, v) \frac{W_{in}(u, v)}{W_{out}(u, v)} \quad (2.12)$$

Dabei sind:

$G$	Die Verstärkung des Detektors bei der Ortsfrequenz Null
$MTF(u, v)$	Die Modulationsübertragungsfunktion des digitalen Röntgenbildgerätes vor der Abtastung
$W_{in}(u, v)$	Das Rauschspektrum des Strahlungsfeldes auf der Bildempfängeroberfläche
$W_{out}(u, v)$	Das Rauschspektrum am Ausgang des digitalen Röntgenbildgerätes

Die Verstärkung  $G$  muss nicht separat bestimmt werden, da sie Bestandteil der Konversionsfunktion ist. Damit reduziert sich Gl. 2.12 auf die unten stehende Form.

$$DQE(u, v) = MTF^2(u, v) \frac{W_{in}(u, v)}{W_{out}(u, v)} \quad (2.13)$$

Die Werte der DQE liegen zwischen null und eins, wobei sich ein ideales abbildendes System durch eine DQE von eins auszeichnen würde. [1, Seite 15][8, Seite 123ff]

### 3. Material und Methoden zur Aufnahme der Bilder

#### 3.1 Anforderungen an die Mammographie-Einrichtungen

Die Anwendung der Norm 62220-1 setzt voraus, dass die untersuchte Röntgeneinrichtung folgende Anforderungen erfüllt:

- "Der Röntgengenerator muss über eine Hochspannungsglättung verfügen
- Die prozentuale Welligkeit muss gleich oder kleiner sein als 4%
- Der Brennfleck Nennwert darf nicht größer sein als 0,3
- Die Unsicherheit der Anzeige der verwendeten geeichten Strahlungsmesser muss kleiner sein als 5% [1, Seite 8]"

#### 3.2 Strahlenqualität

Der Begriff Strahlenqualität dient zur Beschreibung von Strahlungsfeldern mittels elektrischer und geometrischer Parameter wie Röntgenröhrenspannung, Gesamtfilterung und geometrischen Anordnungen. Das Erzeugen einer bestimmten Strahlenqualität erfolgt mit der Halbwertschichtdickentechnik. Dabei schwächt ein im Strahlengang befindlicher Filter, die Dosisleistung auf die Hälfte des Wertes ab, der ohne diesen Filter gemessen wird. Die richtige Halbwertsschichtdicke (half value layer, HVL) ist dann erreicht, wenn der Quotient der gemessenen Dosiswerte mit und ohne Halbwertschichtdicken-Prüfvorrichtung (hier: Filter) zwischen 0,49 und 0,51 liegt. [14, Seite 3ff]

#### 3.3 Prüfeinrichtung zur Bestimmung der MTF

Die Bestimmung der MTF erfolgt mit dem Kantenverfahren. Die dazu verwendete Prüfeinrichtung (TX-5) wurde von der Firma Wellhöfer Scanditronix angefertigt. Sie besteht aus einer 2mm dicken rechteckigen Wolframplatte mit einer Reinheit von mehr als 90%. Diese Wolframplatte ist an drei Seiten in einen 2mm dicken Bleirahmen eingefasst. Diejenige Seite, die zur Bestimmung der MTF dient, hat eine sauber polierte Kante, die einen Winkel von 90° zur der Fläche aufweist, auf der sie aufliegt.



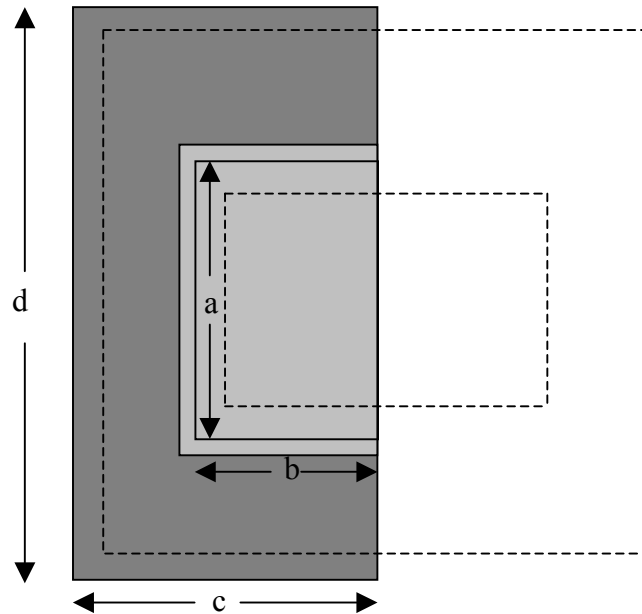


Abbildung 3.1: Skizze der Wolframkante und der zur Bestimmung der MTF genutzten ROI, sowie der bestrahlten Fläche  
 Abmessungen der Bleiplatte:  $200\text{mm} \times 100\text{mm}$  ( $c \times d$ )  
 Aussparung für die Wolframplatte:  $90\text{mm} \times 70\text{mm}$  ( $a \times b$ )  
 Abmessungen der Wolframplatte:  $100\text{mm} \times 80\text{mm}$   
 (modifiziert nach [1, S. 9 Bild 1])

Die äußere gestrichelte Linie markiert die bei allen Aufnahmen bestrahlte Fläche mit einer Größe von  $100\text{mm} \times 100\text{mm}$ .

Die innere gestrichelte Linie markiert die zur Bestimmung der MTF analysierte ROI (region of interest) und hat die Maße  $25\text{mm} \times 50\text{mm}$ .

### 3.4 Geometrie zur Bestrahlung

Der geometrische Aufbau der Messanordnung ist in Abb.2 dargestellt.

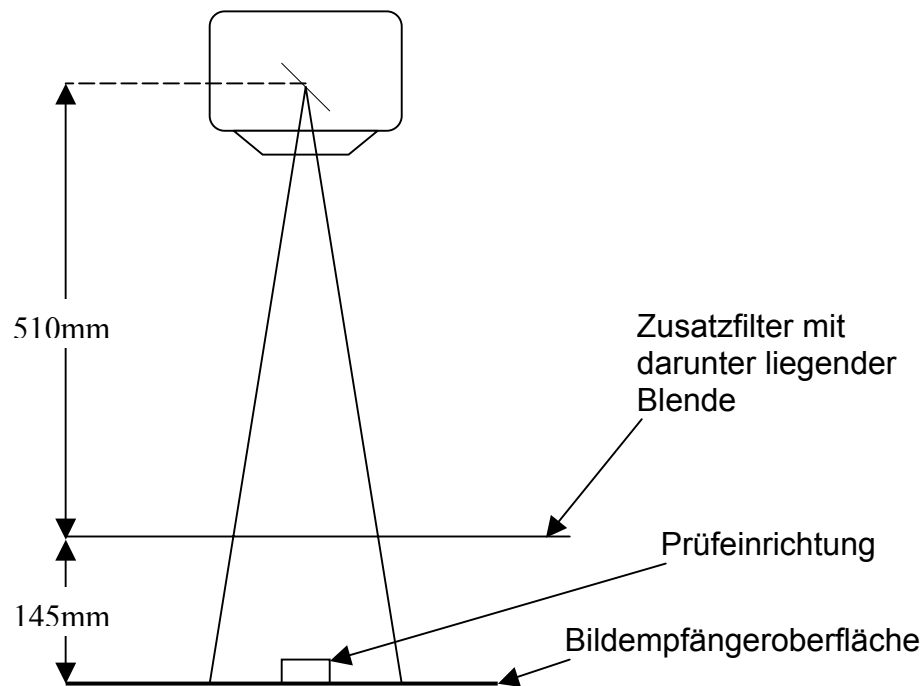


Abbildung 3.2: Messanordnung zur Aufnahme der Bilder

Der Abstand des Zusatzfilters zum Aufnahmetisch beträgt 120mm. Unmittelbar unter dem Zusatzfilter befindet sich eine quadratische Bleiblenke, die den bestrahlten Bereich auf 100mm x 100mm begrenzt. Das Zentrum des bestrahlten Bereiches befindet sich 100mm von der Brustwandseite entfernt zentriert auf der Bildempfängeroberfläche.

Dieser Aufbau bleibt im Prinzip für alle Aufnahmen unverändert, sowohl für die Bestimmung der Kennlinie des Detektors, als auch für die Bestimmung des NPS und der MTF. Die einzige Abweichung von diesem Aufbau besteht im Entfernen der Prüfeinrichtung zur Aufnahme der Bilder für die Bestimmung der Kennlinie und des NPS.

### 3.5 Dosismessung

Die Dosismessung erfolgt mit dem Dosimeter PTW Diados. Da die Detektoren nicht aus dem Strahlengang entfernt werden können, muss die Detektoreintrittsdosis mit Hilfe des Abstandsquadratgesetzes ermittelt werden.

$$\frac{Dosis_2}{Dosis_1} = \frac{r_1^2}{r_2^2} \quad (3.1)$$

Die Angabe der Dosis erfolgt in der Einheit MikroGray [ $\mu\text{Gy}$ ].

### 3.6 Bestrahlung zur Bestimmung der Kennlinie

Nachdem die HVL bestimmt wurde, besteht der erste Teil der Messungen darin, die charakteristische Kennlinie des Detektors zu ermitteln. Im Falle einer linearen Kennlinie genügen fünf Aufnahmen, deren niedrigste Dosis unter  $30\mu\text{Gy}$  liegen sollte und deren höchste Dosis 20% höher ist als die höchste Dosis für die die DQE bestimmt wird. Wird eine nichtlineare Kennlinie angenommen, werden ca. 10 bis 15 Aufnahmen benötigt, bei denen die Differenz der zur Basis 10 logarithmierten Dosis zweier Messungen nicht mehr als 0,1 betragen soll ( $\Delta\log K \leq 0,1$ ). Zur Bestimmung des Offsets wird eine Nullmessung durchgeführt. Unter Nullmessung versteht man das Auslesen des Detektors ohne Bestrahlung.

### 3.7 Bestrahlung zur Bestimmung der MTF

Zur Bestimmung der MTF werden zwei Aufnahmen benötigt. Eine bei der die Prüfeinrichtung entlang der Zeilen und eine bei der die Prüfeinrichtung entlang der Spalten der Bildmatrix ausgerichtet wird. Dabei wird die Prüfeinrichtung möglichst entlang der Symmetrieachse des Strahlenfeldes ausgerichtet und um  $1,5^\circ$  bis  $3^\circ$  gegenüber den Zeilen bzw. Spalten gedreht. [1, S.14]

### 3.8 Bestrahlung zur Bestimmung des Ausgangsrauschspektrums

Das Ausgangsrauschspektrum wird aus einer gewissen Anzahl von homogenen Bildern bei drei unterschiedlichen Dosisniveaus bestimmt. Dabei entspricht die Messanordnung Abb. 2, wobei sich die Prüfeinrichtung nicht im Nutzstrahlenbündel befindet. Die Anzahl der erforderlichen Bilder ist abhängig von der Pixelgröße des Detektors und der Größe der auszuwertenden ROI. Insgesamt soll ein Datensatz bestehend aus vier Millionen unabhängigen Pixeln ausgewertet werden. Bei einer Größe der ROI von 50mm x 50mm, sind bei gegebenen Pixelgrößen von 70µm bzw. 100µm mehrere Aufnahmen erforderlich. Dabei ist zu beachten, dass die Standardabweichung der Bestrahlungen der einzelnen Aufnahmen kleiner als 10% des Mittelwertes ist. Der Aufbau bleibt für alle Aufnahmen unverändert. [1, S. 13][2, S. 15ff]

### 3.9 Korrektur der Rohdaten

Abgesehen von den unten genannten Korrekturen, wie sie der normalen klinischen Anwendung entsprechen, ist kein Prozessieren der Originaldaten vor der Verarbeitung zur Bestimmung der Kennlinie, des Rauschspektrums und der MTF erlaubt.

- "Ersetzen von schlechten oder defekten Pixeln durch geeignete Daten
- Eine Korrektur der geometrischen Verzeichnung
- Eine Homogenisierungskorrektur bestehend aus
  - der Korrektur der Inhomogenität des Nutzstrahlenbündels
  - der Korrektur des Offsets der einzelnen Pixel
  - der Verstärkungskorrektur der individuellen Pixel [1, S. 14]"

## 4. Material und Methoden zur Auswertung der Bilddaten und zur Berechnung der DQE

### 4.1 Programme zur Auswertung der Bilddaten

Mit freundlicher Genehmigung durch Herrn Dr. Egbert Buhr, sowie Herrn Dipl. Ing. Hartmut Illers, beide Mitarbeiter der Physikalisch Technischen Bundesanstalt Braunschweig, konnten zur Analyse der Bilddaten sieben Computerprogramme genutzt werden, die speziell zur Anwendung der IEC Norm 62220-1 geschrieben wurden.

1. *Grauwerte\_vs1.pro*
2. *Surfpoly\_vs1.pro*
3. *Head\_MTF\_vs4.pro*
4. *Unit\_MTF\_Kante\_N\_vs5.pro*
5. *HEAD\_NPS\_vs5.pro*
6. *Unit\_POW\_SPEC\_vs6.pro*
7. *DQE\_maker\_vs1.pro*

Die Programme wurden in der Software IDL<sup>2</sup>, der Firma Research Systems Inc., einer Tochterfirma der Eastman Kodak Company erstellt. Für die Diplomarbeit wurde eine Studentenlizenz (Lizenz Nr. 85162) der Version IDL 6.0 in Anspruch genommen, die über die CREASO GmbH, bezogen wurde.

Im Prozess der Bildauswertung mit den oben genannten Programmen muss ein späterer Zugriff auf Zwischenergebnisse gewährleistet sein. Dazu werden diese Zwischenergebnisse in Textdateien gespeichert, die bei Bedarf aufgerufen werden können.

#### 4.1.1 Anpassen der Programme an das DICOM-Format

Um die oben genannten Programme zur Analyse der im Rahmen dieser Diplomarbeit aufgenommenen Bilddaten nutzen zu können, erfolgte ein Anpassen der Programme an das DICOM<sup>3</sup>-Format.

---

<sup>2</sup> Interactive Data Language

<sup>3</sup> Digital Imaging and Communication in Medicine

Medizinische Bilddaten liegen in der Regel im DICOM-Format vor. So auch die Aufnahmen der beiden untersuchten Mammographie-Einrichtungen.

Der DICOM-Standard wurde erstmals 1985 veröffentlicht, zwei Jahre nachdem sich NEMA<sup>4</sup> und ACR<sup>5</sup> zusammenschlossen, um mit der Standardisierung von medizinischen Daten einen Austausch derselben zwischen unterschiedlichen Informationssystemen, wie PACS<sup>6</sup>, HIS<sup>7</sup>, RIS<sup>8</sup>, zu ermöglichen.

Eine DICOM-Datei enthält neben den reinen Bilddaten einen Header, in dem Informationen zum Patienten, sowie Aufnahmedaten (Gerät, Belichtung; Aufnahmedatum, Daten zum Krankenhaus) zu finden sind. [15]

Um das korrekte Einlesen und Visualisieren der DICOM-Aufnahmen durch die oben genannten Programme zu gewährleisten, musste eine zusätzliche Routine in die Programme *Grauwerte\_vs1.pro*, *Surfpoly\_vs1.pro*, *Head\_MTF\_vs4.pro* und *HEAD\_NPS\_vs5.pro* eingebunden werden. Die Routine namens *ex\_dicom\_read.pro* wurde von Herrn Dr. Thomas Bahr, Mitarbeiter des Technischen Supports der CREASO GmbH für die hier vorliegenden DICOM-Formate geschrieben und mit seiner Unterstützung in die entsprechenden oben genannten Programme eingefügt (Programmcode siehe Anhang 8.8). Obwohl sowohl die Bilddateien des Senographe DS, als auch die des Mammomat Novation DR dem DICOM-Standard entsprechen, sind sie in ihrem Aufbau nicht vollkommen identisch. So enthalten z.B. die Dateien, welche vom Senographe DS stammen, ein Vorschaubild.

## 4.2 Auswertung der Bilddaten zur Bestimmung der Kennlinie

Die Auswertung der gemäß Abschnitt 3.6 aufgenommenen Bilder erfolgt mit dem Programm *Grauwerte\_vs1.pro*. Ziel der Auswertung ist es, die Kennlinie des Detektors zu ermitteln und mit dieser eine Look up table (LUT) zu erstellen.

Die Kennlinie stellt die Abhängigkeit der Grauwerte von der zum Bildaufbau verwendeten Strahlendosis dar. Die Anzahl der möglichen Werte, die ein Pixel annehmen kann, ist gegeben durch die Speichertiefe des jeweiligen.

---

<sup>4</sup> National Electrical Manufacturers Association

<sup>5</sup> American College of Radiology

<sup>6</sup> Picture Archiving and Communication System

<sup>7</sup> Hospital Information System

<sup>8</sup> Radiology Information System

Mammographie-Systems. Mammographie-Geräte verfügen in der Regel über eine Speichertiefe von 14bit und können somit  $2^{14}=16384$  unterschiedliche Grauwerte darstellen.

Das Programm *Grauwerte\_vs1.pro* berechnet den mittleren Grauwert und die Standardabweichung einer 100 x 100 Pixel großen ROI, die im Zentrum des bestrahlten Bereiches liegt. Die in einer Textdatei abgespeicherten Grauwerte können nun in Excel importiert und gegen die Dosis aufgetragen werden. Durch das Anpassen einer Modellfunktion erhält man dann die Kennlinie des Detektors. Die Anpassung muss folgende Anforderungen erfüllen:

- "Für das Bestimmtheitsmaß muss gelten:  $R^2 \geq 0,99$
- Kein einzelner experimentell ermittelter Datenpunkt weicht mehr als 2% von der angepassten Kurve ab [1, S. 16]"

#### 4.2.1 Erzeugen einer LUT

Eine LUT ist eine Tabelle zur Umsetzung von Pixelwerten. Da bei einer homogenen Punktoperation jeder Pixelwert der gleichen Funktion unterworfen wird, können die Ergebnisse für jeden Grauwert bereits im Voraus berechnet und in einer LUT abgespeichert werden. Somit erspart man sich eine spätere Berechnung der einzelnen Pixelwerte dadurch, dass man auf die LUT zugreift. [9, Kapitel 3.2]

In diesem Fall werden für jeden der 16384 möglichen Grauwerte die zugehörigen Dosiswerte berechnet.

Nach der Anwendung der LUT auf das jeweilige Bild entspricht dann jeder Pixelwert der Dosis mit welcher das Pixel bestrahlt wurde.

In der Norm IEC 62220-1 wird anstelle eines Dosisbildes von Quantenflussbild gesprochen, die Programme erzeugen jedoch zunächst Dosisbilder. Am Ende der Berechnungen erfolgt dann im Programm *DQE\_maker\_vs1.pro* eine Umrechnung in die letztendlich benötigte Form.

### 4.3 Durchführung einer zweidimensionalen Polynomkorrektur

Durch eine zweidimensionale Polynomkorrektur werden Inhomogenitäten im niedrigfrequenten Bereich homogen belichteter Bilder ausgeglichen. Gerade bei der MTF-Messung ist es wichtig, verfälschende Effekte auszuschließen, da sich Einflüsse im niedrigfrequenten Bereich sehr stark auf die Ergebnisse auswirken. Aus diesem Grunde wird bei der MTF-Bestimmung diese Trendkorrektur in Form einer pixelweisen Division der Kantenaufnahme durch die Polynomdatei vorgenommen.

Die Polynomdatei wird erstellt, indem mit dem Programm *Surfpoly\_vs1.pro* auf einen 50 x 50mm großen Ausschnitt aus einer gemäß Kapitel 3.7.2 erzeugten Aufnahme eine Polynomanpassung der Form

$$f(x, y) = \sum kx_{j,i} \cdot x_i \cdot y_j \quad (4.1)$$

vorgenommen wird. Das Ergebnis ist ein Array von Fließkommazahlen des Typs float, das in einer Textdatei gespeichert wird.

### 4.4 Auswertung der Bilddaten zur Bestimmung der MTF

Die MTF wird entlang zweier senkrecht aufeinanderstehender Achsen aus den gemäß Kapitel 3.6 aufgenommenen Bildern ermittelt. Dabei liegen die Achsen parallel zu den Zeilen bzw. zu den Spalten der Bildmatrix.

Die Bestimmung der MTF erfolgt mit den Programmen *Head\_MTF\_vs4.pro* und *Unit\_MTF\_Kante\_N\_vs5.pro*. Letzteres enthält Routinen auf die das HEAD-Programm zugreift. Bestimmt wird mit diesen Programmen die sogenannte presampled MTF, also die MTF vor der Abtastung.

Im HEAD-Programm wird die Größe und Lage der ROI (hier 50mm x 25mm) festgelegt und das Samplingintervall (Distanz zwischen zwei Pixeln in mm) angegeben. Im Verlauf der Rechnungen, die die Programme durchführen, werden die LUT und die Surfacepolynom-Datei geöffnet und in die Rechnungen einbezogen.



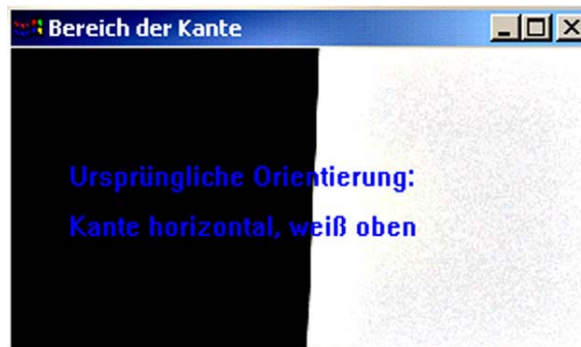


Abbildung 4.1: ROI zur Bestimmung der MTF

Der erste Schritt, in den zur Bestimmung der MTF notwendigen Rechnungen besteht darin, die überabgetastete Kantenverwaschungsfunktion (edge spread function, ESF) zu ermitteln. Dazu werden die Pixelwerte von  $N$  aufeinanderfolgenden Linien (d.h. Zeilen oder Spalten) quer zur Kante genutzt.  $N$  ist dabei die auf ganze Stellen gerundete Anzahl der Linien, die zu einer seitlichen Verschiebung des Kantenprofils um eine Pixelgröße ( $\Delta x$ ) führt. Eine Verschiebung der Kante um einen Pixel entspricht einer Phasenverschiebung um  $2\pi$ .  $N$  wird berechnet, indem zunächst die Lage der Kante für jede Zeile bzw. Spalte bestimmt wird, d.h. es wird ein Grauwertprofil der Zeile bzw. Spalte erstellt. Durch lineare Regression wird dann eine Gerade angepasst, die die einzelnen Kantenpositionen miteinander verbindet. Die durchschnittliche Anzahl der Linien ( $N_{average}$ ), die zu einer Verschiebung der Kante um ein Pixel führt, kann nach Gleichung 4.2 ermittelt werden, wobei  $b$  die Steigung der Geraden ist.

$$N_{average} = \frac{1}{b} \quad (4.2)$$

Durch das Runden von  $N_{average}$  auf eine Integer-Variable erhält man  $N$ . Der Winkel zwischen Kante und Zeilen bzw. Spalten der Bildmatrix wird abgeschätzt nach der Formel

$$\arctan = \frac{1}{N} \quad (4.3)$$

Die einzelnen Grauwertprofile werden nun nach folgendem Schema zu einem Gesamtprofil verkämmt: Der Wert des ersten Pixels in der ersten Linie bildet den ersten Datenpunkt in der überabgetasteten ESF, das erste Pixel in der zweiten Linie den zweiten Datenpunkt usw. Diese Prozedur wird für die anderen Pixel in den  $N$  aufeinanderfolgenden Linien wiederholt, z. B. bildet der Wert des zweiten Pixels in der ersten Linie den  $(N+1)$ -ten Datenpunkt, das zweite Pixel in der zweiten Linie den  $(N+2)$ -ten Datenpunkt und so weiter. [1, S. 19]

Das Abtastintervall der überabgetasteten ESF ist nur dann konstant, wenn die Kante so ausgerichtet ist, dass genau  $N$  Zeilen zu einer Verschiebung um einen Pixel führt. Da dies in der Praxis nur mit großem Aufwand realisierbar ist, wird auf ein derartiges Justieren der Kante verzichtet. Dennoch wird das Abtastintervall für die weiteren Berechnungen als konstant angenommen. Der sich daraus ergebende Fehler ist vernachlässigbar. Das Abtastintervall ist gegeben durch den Pixelabstand  $\Delta x$  dividiert durch  $N$ , also  $ESF(x_n)$  mit  $x_n = n (\Delta x/N)$ . [13, S. 80]

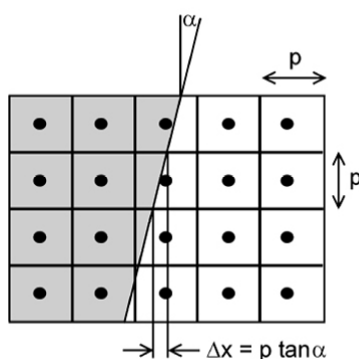


Abbildung 4.2: Orientierung der Kante

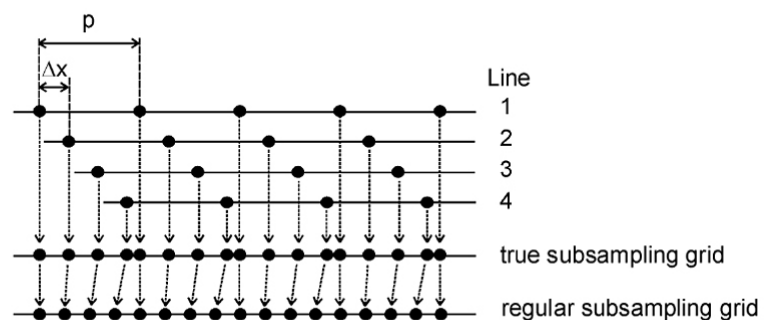


Abbildung 4.3: Regelmäßiges und tatsächliches Abtastraster  
(Abbildung 4.2 und Abbildung 4.3 aus [13, S. 78])

In Abbildung 5 wird der Unterschied zwischen dem gleichmäßigen Abtastintervall und dem tatsächlichen deutlich.

Die analysierte ROI enthält mehrere Blöcke, die aus  $N$  Linien bestehen, woraus sich entsprechend der Anzahl der Blöcke mehrere ESFs ergeben, welche gemittelt werden.

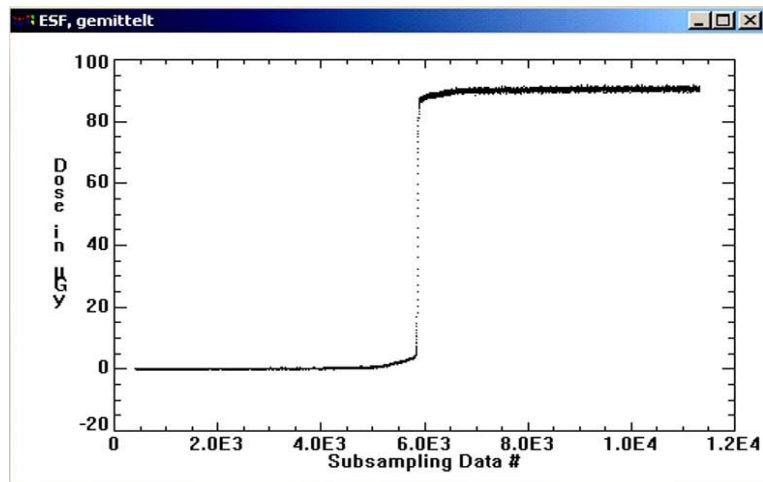


Abbildung 4.4: Gemittelttes ESF-Profil

Die gemittelte überabgetastete ESF wird durch Faltung mit dem Faltungskern  $[1/2 \ 0 \ -1/2]$  differenziert, wodurch sich die überabgetastete Linienverwaschungsfunktion (line spread function, LSF) ergibt. Die Filterwirkung, die sich durch die digitale Differenzierung mit dem Filterkern  $[1/2 \ 0 \ -1/2]$  ergibt, wird korrigiert. Die MTF ergibt sich schließlich aus dem Betrag der Fouriertransformierten der LSF. Bei der Ortsfrequenz Null hat die MTF den Wert eins.

Die MTF muss gemäß IEC 62220-1 für Vielfache der Ortsfrequenz 0,5 Lp/mm bestimmt werden. Dabei werden die Ortsfrequenzen für Frequenzintervalle der Größe

$$f_{\text{int}} = \frac{0,01}{\text{Pixelabstand}} \quad (4.4)$$

um Vielfache von 0,5 zusammengefasst. Dieses Zusammenfassen von Ortsfrequenzen wird als IEC-Binning bezeichnet. Darüber hinaus liefert das Programm *Head\_MTF\_vs4.pro* eine hochaufgelöste MTF, bei der Ortsfrequenzen um Vielfache von 0,02 zusammengefasst werden, was als natural-Binning bezeichnet wird. Der Unterschied zwischen dem IEC- und dem natural-Binning wird deutlich, wenn man sich die Ergebnisse der beiden Verfahren anhand der damit erstellten Diagramme ansieht (Kapitel 6).

Da der Abstand der einzelnen Pixel zur Kante entlang der Richtung der Linie gerechnet wird und nicht in einer Richtung senkrecht zur Kante, wird eine Skalierung der Frequenzachse mit  $1/(\cos \alpha)$  zur Korrektur vorgenommen [1, S. 19].

Die Ergebnisse des IEC- und natural-Binnings werden in zwei getrennten Text-Dateien gespeichert. Ein Importieren der Text-Dateien in Excel ermöglicht die graphische Darstellung der MTF.

#### 4.5 Auswertung der Bilddaten zur Bestimmung des Ausgangsrauschspektrums

Das Ausgangsrauschspektrum wird aus den gemäß Kapitel 3.7.2 angefertigten Bildern bestimmt. Dazu werden die Programme *HEAD\_NPS\_vs5.pro* und *Unit\_POW\_SPEC\_vs6.pro* genutzt. Im HEAD-Programm wird auch hier die Lage und Größe der ROI, sowie das Samplingintervall angegeben.

Zur Trendbereinigung wird ein zweidimensionales Polynom zweiter Ordnung an die linearisierten Daten eines jeden Bildes, das zur Berechnung des Spektrums genutzt wird, angepasst und diese Funktion  $S(x_i, y_j)$  von den linearisierten Daten abgezogen.

Das Rauschspektrum ergibt sich aus der Fouriertransformation der einzelnen ROIs, die ausgehend von Gleichung 3.44 im Handbook of Medical Imaging nach folgender Gleichung berechnet wird:

$$W_{out}(u_n, v_k) = \frac{\Delta x \Delta y}{M \cdot 256 \cdot 256} \sum_{m=1}^M \left| \sum_{i=1}^{256} \sum_{j=1}^{256} (I(x_i, y_j) - S(x_i, y_j)) \exp(-2\pi i(u_n x_i + v_k y_j)) \right|^2 \quad (4.5)$$

dabei sind

$\Delta x \Delta y$	Der Pixelabstand in horizontaler und vertikaler Richtung
$M$	Die Zahl der ROIs
$I(x_i, y_j)$	Die linearisierten Daten des Pixels an der Position $(x_i, y_j)$
$u, v$	Ortsfrequenzen
$S(x_i, y_j)$	Das angepasste zweidimensionale Polynom

Der auszuwertende Bereich mit der Größe 50 x 50mm wird in kleinere ROIs (im folgenden Blöcke genannt) unterteilt, von denen jede 256 x 256 Pixel groß ist. Die Blöcke überlappen sich in folgender Weise:

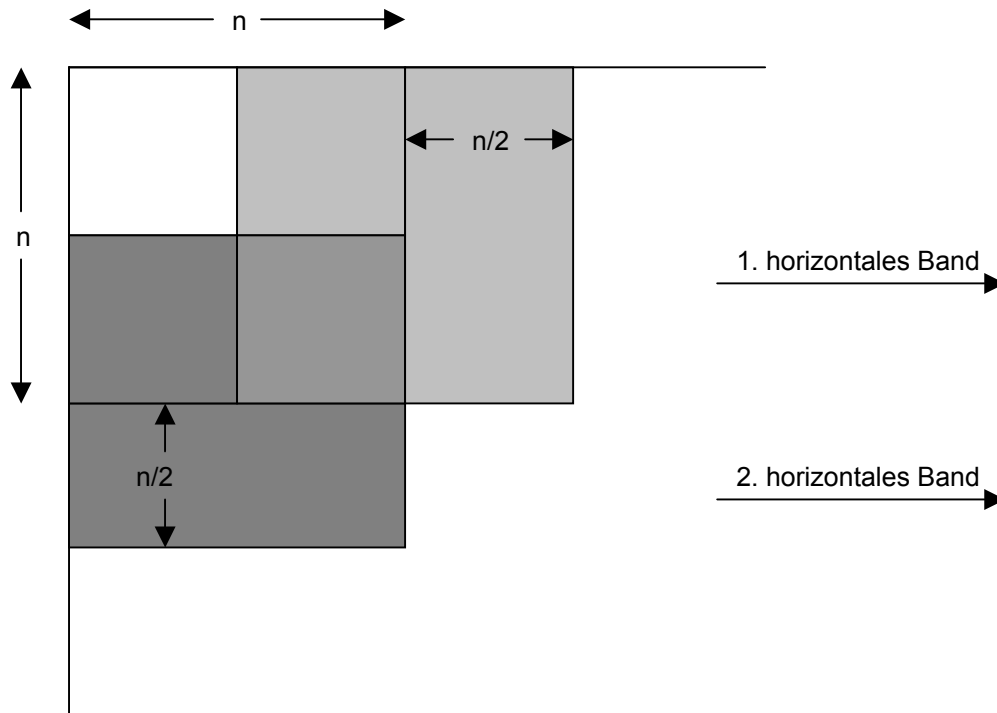


Abbildung 4.5: Anordnung der ROIs zur Bestimmung des Rauschspektrums.  
Mit  $n = 256$  ergibt sich  $n/2 = 128$   
(modifiziert nach [1, S. 17 Bild 3])

Das zweidimensionale Rauschspektrum über die gesamte ROI erhält man durch Bilden des Mittelwertes aus den Rauschspektrern der einzelnen Blöcke. Ein ein-dimensionales Rauschspektrum erhält man, indem man Schnitte durch das zwei-dimensionale Spektrum macht. Diese Schnitte umfassen 14 Zeilen bzw. Spalten, die um die vertikale und die horizontale Achse herum liegen. Die Achse selber wird ausgelassen, es findet lediglich eine Mittelung über die sieben beiderseits der Achse liegenden Zeilen bzw. Spalten statt. Durch dieses Zusammenfassen der Rauschleistungsspektrumwerte aus dem zweidimensionalen Raum nach der Formel

$$\text{Ortsfrequenz} = \sqrt{u^2 + v^2} \quad (4.6)$$

erhält man ein eindimensionales Spektrum mit unregelmäßigen Frequenzen. Diese werden wie bei der Berechnung der MTF um Vielfache von 0,5 Lp/mm herum zusammengefasst (IEC-Binning). Ein hochaufgelöstes Spektrum erhält man auch hier durch das natural-Binning, bei dem sich die Größe der Frequenzintervalle wie folgt berechnet:

$$\text{Frequenzintervall} = \frac{1}{\text{Samplingintervall} \cdot \text{Blockgröße}} \quad (4.7)$$

wobei die Blockgröße 256 Pixel beträgt.

Wird das NPS aus mehreren unabhängigen Bildern bestimmt, so muss der Mittelwert aus diesen Einzelmessungen berechnet werden. Dies geschieht, indem die Textdateien, welche die entsprechenden Daten enthalten, in Excel eingelesen und dort daraus der Mittelwert gebildet wird. Anschließend erfolgt der Export des Mittelwertes und der zugehörigen Ortsfrequenzen in eine neue Textdatei, die später zur Berechnung der DQE aufgerufen wird.

## 4.6 Berechnung des Eingangsräuschspektrums

Zur Bestimmung des Eingangsräuschspektrums sind keine Aufnahmen notwendig. Der Wert wird unter der Annahme, dass das Eingangsräuschspektrum gleich der einfallenden Photonenfluenz  $Q$  ist, berechnet.

$$W_{in}(u, v) = Q \quad (4.8)$$

$$W_{in}(u, v) = K_{\alpha} \cdot \int (\phi(E)/K_{\alpha}) dE = K_{\alpha} \cdot SNR_{in}^2 \quad (4.9)$$

Dabei sind:

$K_{\alpha}$	Die gemessene Luftkerma, Einheit $\mu\text{Gy}$
$E$	Die Energie der Röntgenquanten, Einheit: keV
$\Phi(E)/K_{\alpha}$	Die spektrale Photonenfluenz pro Luftkerma, Einheit: $1/(\text{mm}^2 \text{ keV } \mu\text{Gy})$
$\text{SNR}_{in}^2$	Das Signal-Rausch-Verhältnis pro Luftkerma zum Quadrat, Einheit: $1/(\text{mm}^2 \mu\text{Gy})$

Die Photonenfluenz  $Q$  ist abhängig vom Niveau der Luftkerma (Dosis) und vom Spektrum der Röntgenstrahlung. [1, S. 27]

Die Berechnung der Werte für die Photonenfluenz wurde von Herrn Dr. Herbert Schröder, Mitarbeiter der Firma Philips, mit dem Programm *XSIMgiu* durchgeführt. Die für diese Berechnung notwendigen Daten und die daraus resultierenden Ergebnisse sind in Tabelle 4.1 aufgeführt.

	<b>Senographie DS</b>	<b>Mammomat Novation DR</b>
<b>Targetmaterial</b>	Molybdän	Molybdän
<b>Anodenwinkel</b>	22,5°	20°
<b>Eigenfilterung</b>	0,03mm Molybdän	0,03mm Molybdän
<b>Zusatzfilter</b>	1,7mm Aluminium	1,0mm Beryllium
<b>Spannung</b>	28kV	28kV
<b>Photonenfluenz</b>	$1,699 \cdot 10^4 [1/(\text{mAs} \cdot \text{mm}^2)]$	$1,509 \cdot 10^5 [1/(\text{mAs} \cdot \text{mm}^2)]$
<b><math>\text{SNR}_{in}^2</math></b>	4253 $[1/(\mu\text{Gy} \cdot \text{mm}^2)]$	3671 $[1/(\mu\text{Gy} \cdot \text{mm}^2)]$

Tabelle 4.1: Daten und Ergebnisse zur Berechnung des Eingangsrauschspektrums

## 4.7 Berechnung der DQE

Mit dem Programm *DQE\_maker\_vs1.pro* können nun die Werte für das NPS und die MTF eingelesen und der Wert des Eingangsrauschspektrums, sowie das Dosislevel eingegeben werden, so dass aus diesen Komponenten die DQE berechnet wird. Das Programm berechnet die DQE nach dieser Formel:

$$DQE = \frac{MTF^2 \cdot G^2 \cdot Dosis[\mu Gy]}{SNR_m^2 [\mu Gy^{-1} \cdot mm^{-2}] \cdot NPS[\mu Gy^2 \cdot mm^2]} \quad (4.10)$$

wobei  $G=1$  und die MTF eine dimensionslose Größe ist.

Sind die MTF und das NPS für unterschiedliche Frequenzintervalle zusammengefasst, wird für die Berechnung der DQE das feinere Intervall gewählt. Um das gröbere Frequenzintervall dem feineren anzupassen wird eine Interpolation durchgeführt.



## 5. Detektortechnologie

Die Umwandlung von Röntgenstrahlung in elektrische Ladung kann auf direkte und indirekte Weise erfolgen. Bei der indirekten Konversion wird die Röntgenstrahlung erst in sichtbares Licht und dann in elektrische Ladung umgewandelt. Eine nähere Beschreibung dieser Funktionsweisen erfolgt anhand des Detektors des Senographe DS und dem des Mammomat Novation DR.

### 5.1 Der Detektor des Senographe DS

Der Detektor des Senographe DS arbeitet nach dem Prinzip der indirekten Konversion. Ein Szintillator bestehend aus Thallium-dotiertem Cäsiumjodid wandelt die Röntgenstrahlung in sichtbares Licht um. Die nadelförmige Kristallstruktur des Cäsiumjodid lässt sich senkrecht zur darunter liegenden Photodiode ausrichten, was die Streuung des Lichtes innerhalb der Szintillatorschicht vermindert. [16] Die aus amorphem Silizium bestehende Photodioden-Matrix wandelt das sichtbare Licht in elektrische Ladung um. Das Auslesen der Ladung erfolgt schließlich durch eine Matrix aus Dünnschichttransistoren (TFT-Array).

Die technische Daten des Detektors sind in Tabelle 5.1 aufgelistet.

Detektorgröße	19,2 x 23cm
Pixelgröße	100µm
Speichertiefe	14 bit
Bildgröße	1914 x 2294 Pixel

Tabelle 5.1 Technische Daten des Detektors des Senographe DS [17]

### 5.2 Der Detektor des Mammomat Novation DR

Bei der direkten Konversion wird die Röntgenstrahlung nicht erst in sichtbares Licht, sondern direkt in elektrische Ladung umgewandelt. Hier werden die Röntgenstrahlen von einem Photoleiter (Photoconductor) absorbiert, der aus amorphem Selen besteht und auf einer Elektroden-Matrix aufgebracht ist. Unter jeder Elektrode befindet sich ein Kondensator zur Ladungsspeicherung und ein

TFT zum Auslesen. Die Kondensatoren und TFT's sind aus amorphem Silizium hergestellt. [13]

An diesen Photoleiter wird vor der Belichtung mit Röntgenstrahlung eine Spannung angelegt, so dass ein Elektronenüberschuss entsteht. Die auf die Absorberschicht fallenden Röntgenstrahlen führen zu einer lokalen Entladung des amorphen Selens, die proportional zur Intensität der auftreffenden Röntgenstrahlung ist. Die dabei freigesetzten Elektronen werden mit Hilfe eines elektrischen Feldes zur Elektrode transportiert. Nach dem Auslesen der einzelnen Bildpunkte werden die Signale verstärkt und einem Analog–Digital–Wandler zugeführt, um anschließend im Rechner weiterverarbeitet zu werden. [18]

Detektorgröße:	24 x 29cm
Pixelgröße:	70µm
Speichertiefe:	14bit
Bildgröße:	3328 x 4096

Tabelle 5.2 Technische Daten des Detektors  
des Mammomat Novation DR [19]

## 6. Ergebnisse

### 6.1 Senographie DS

Mit freundlicher Genehmigung durch Herrn Dr. Wolfgang Stork und Unterstützung durch Herrn Dipl. Phys. Gerhard Brunst konnten die zur DQE-Bestimmung notwendigen Aufnahmen mit der im Röntgeninstitut Düsseldorf befindlichen Mammographie-Einrichtung (Seriennummer 2383168 (Type) M430539BU7) angefertigt werden. Die Bilder wurden mit einer Molybdänanode und einer Filterung von 0,03mm Molybdän bei einer Spannung von 28 kV aufgenommen. Es wurden zwei Messreihen durchgeführt, eine mit und eine ohne Streustrahlenraster. Der Abstand des Brennflecks zum Detektor beträgt 660mm.

#### 6.1.1 Die Halbwertschichtdicke

Als Halbwertschichtdickenprüfvorrichtung wurde ein Aluminiumfilter mit einer Dicke von 0,6mm verwendet. Es wurden jeweils fünf Dosismessungen mit und ohne Halbwertschichtdickenprüfvorrichtung durchgeführt. Bei einer Zusatzfilterung von 1,7mm Aluminium ergab sich ein Quotient von 0,50 aus den Dosismittelwerten mit und ohne Halbwertschichtdickenprüfvorrichtung. [20]

#### 6.1.2 Die Kennlinie

Zur Bestimmung der Kennlinie wurden Aufnahmen für mAs-Werte von 4,5 bis 50 angefertigt. Die zugehörige Detektoreintrittsdosis wurde mit Hilfe des Abstandsquadratgesetzes aus dem Mittelwert dreier Dosismessungen bestimmt, wobei sich das Dosimeter im Zentrum des bestrahlten Bereichs befand.

Gemäß Kapitel 4.2 wurde der mittlere Grauwert aus den Aufnahmen, die mit mAs-Werten zwischen 4,5 und 50 angefertigt wurden, bestimmt. Nach dem Auftragen der Grauwerte gegen die Dosis konnte eine lineare Funktion mit  $R^2=1$  angepasst werden.

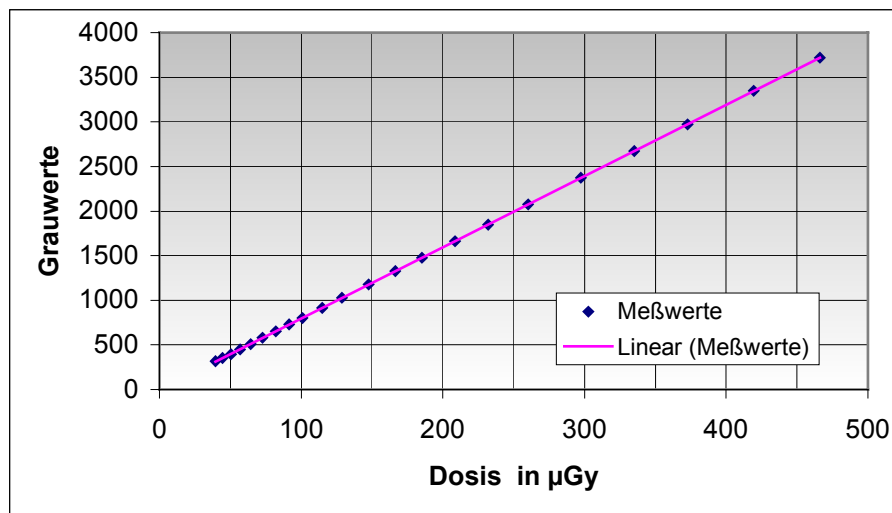


Abbildung 6.1: Grauwerte in Abhängigkeit von der Dosis,  
Senographie DS,  $y=7,990077x-2,903498$  mit  $R^2=0,999999$

Trotz der linearen Kennlinie wurde eine LUT zur Umsetzung der Grauwerte in Dosiswerte erstellt, um den Umgang mit den von der PTB zur Verfügung gestellten Programmen zu erleichtern.

### 6.1.3 Die MTF

In Abbildung 6.2 und 6.3 ist die MTF in vertikaler (v) und horizontaler (u) Richtung für die Belichtungen ohne und mit Raster dargestellt. Die *Datenpunkte* bezeichnen sowohl in dieser als auch in den noch folgenden Abbildungen die Ergebnisse für die IEC-Binning-Methode. Durchgehende Linien repräsentieren die Ergebnisse des natural-Binnings.

Es ist kein wesentlicher Unterschied im Verlauf der MTF-Kurven für die vertikale und die horizontale Richtung und kein Unterschied zwischen der MTF mit und ohne Streustrahlenraster zu sehen. Für Frequenzen, die unter 0,5 Lp/mm liegen, ist bei beiden Abbildungen ein low-frequency drop (LFD) zu erkennen, der für die MTF mit Raster weniger stark ausgeprägt ist, als bei den Ergebnissen, die ohne Raster erzielt wurden.

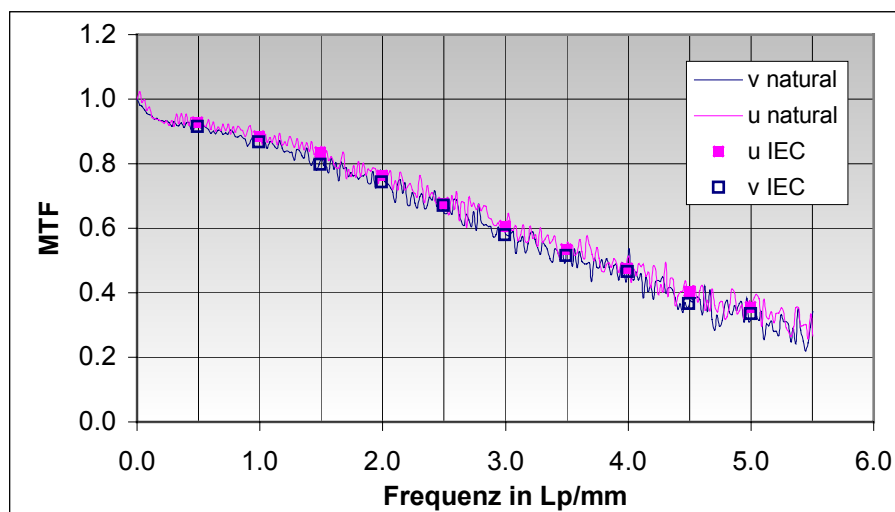


Abbildung 6.2: MTF in vertikaler und horizontaler Richtung ohne Raster, Senographie DS

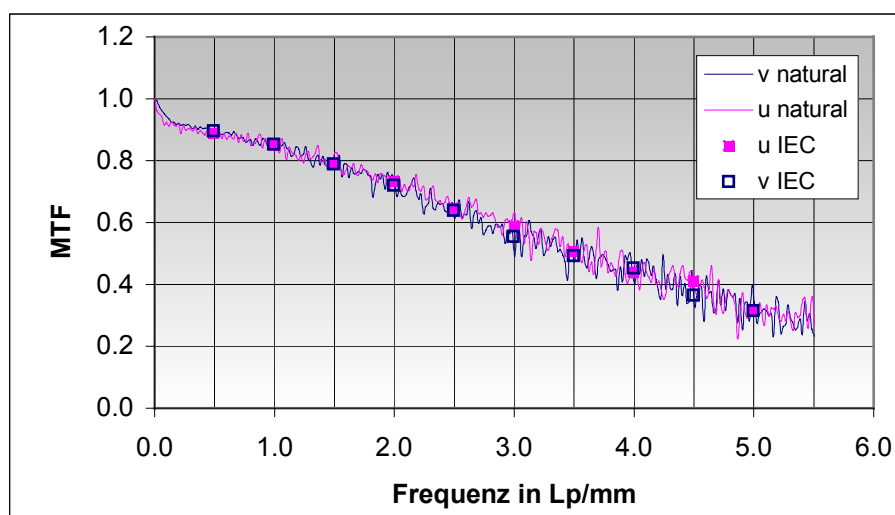


Abbildung 6.3: MTF in vertikaler und horizontaler Richtung mit Raster, Senographie DS

#### 6.1.4 Das NPS

Zur Bestimmung des NPS wurden für jedes der drei Dosisniveaus, für welche die DQE bestimmt werden soll, 16 Aufnahmen angefertigt. Diese Anzahl von 16 Aufnahmen ergibt sich aus der Größe der ROI ( $50\text{mm}^2$ ) und der Pixelgröße ( $100\mu\text{m}$ ) im Hinblick darauf, dass gemäß IEC 62220-1 vier Millionen unabhängige Pixel ausgewertet werden sollen. Das NPS für die drei Dosisniveaus ist in den folgenden Abbildungen dargestellt. Aufgrund der großen Unterschiede zwischen den Dimensionen der Rauschspektren verschiedener Dosisniveaus wurde davon abgesehen, alle Kurven in einem Diagramm darzustellen.

Auffallend ist hier das vergleichsweise starke Abnehmen des NPS bei zunehmender Ortsfrequenz, was als farbiges Rauschen zu bezeichnen ist. Farbiges Rauschen bedeutet, dass die spektrale Rauschleistungsdichte in einem bestimmten Frequenzband nicht konstant bleibt, wie es bei weißem Rauschen der Fall ist, sondern deutlich abnimmt. Zwischen den Kurvenverläufen der Rauschspektren in vertikaler und in horizontaler Richtung gibt es keine wesentlichen Unterschiede, außer dass die Rauschspektren in vertikaler Richtung geringfügig niedriger sind, als die in horizontaler Richtung.

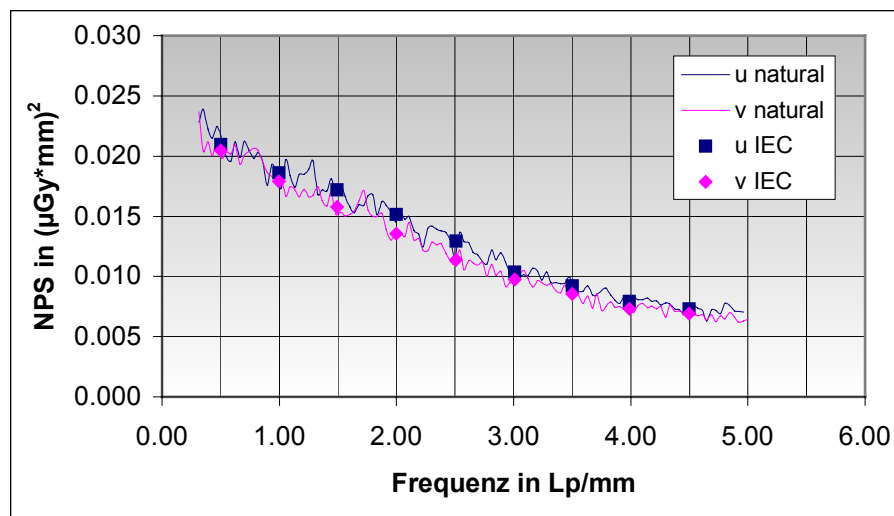


Abbildung 6.4: NPS in horizontaler und vertikaler Richtung für 44,5µGy, Senographie DS ohne Raster

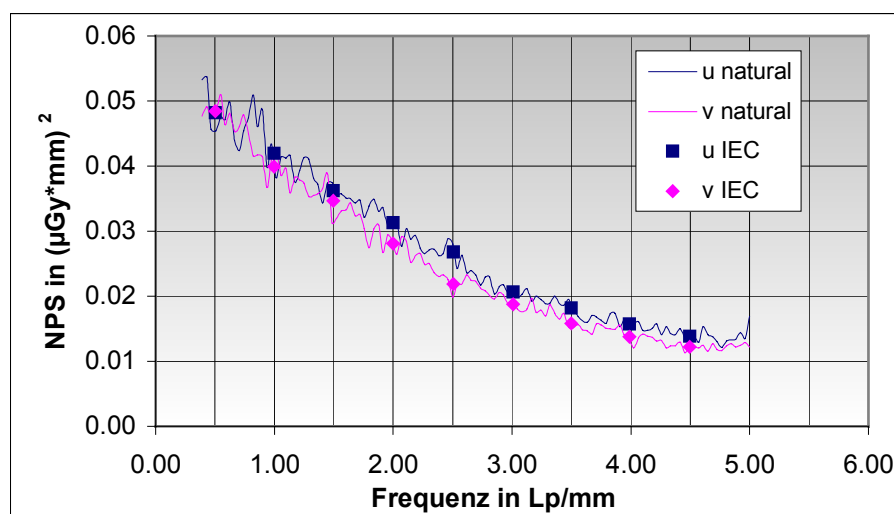


Abbildung 6.5: NPS in horizontaler und vertikaler Richtung für 91,5µGy, Senographie DS ohne Raster

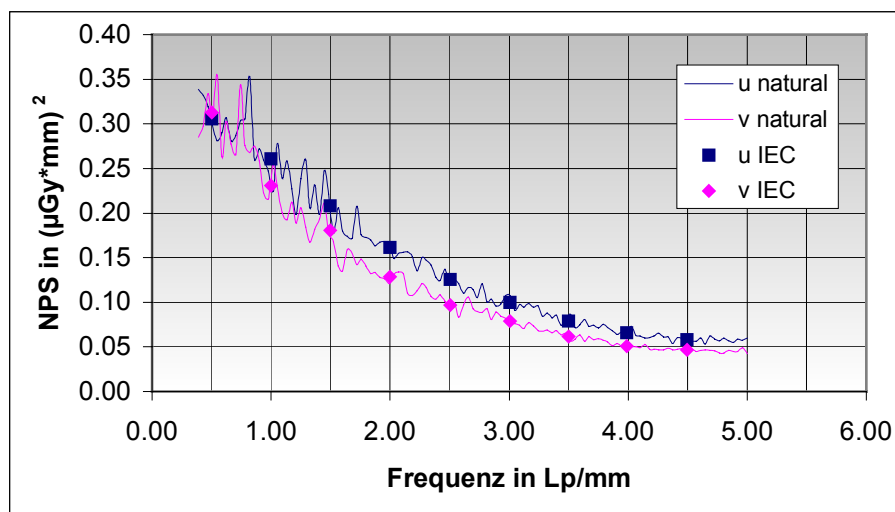


Abbildung 6.6: NPS in horizontaler und vertikaler Richtung für 334,9 $\mu$ Gy, Senographie DS ohne Raster

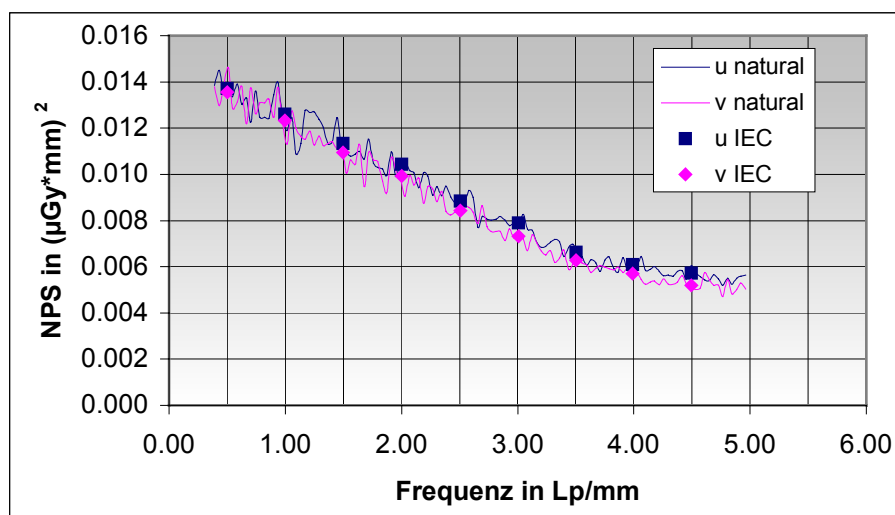


Abbildung 6.7: NPS in horizontaler und vertikaler Richtung für 28,5 $\mu$ Gy, Senographie DS mit Raster

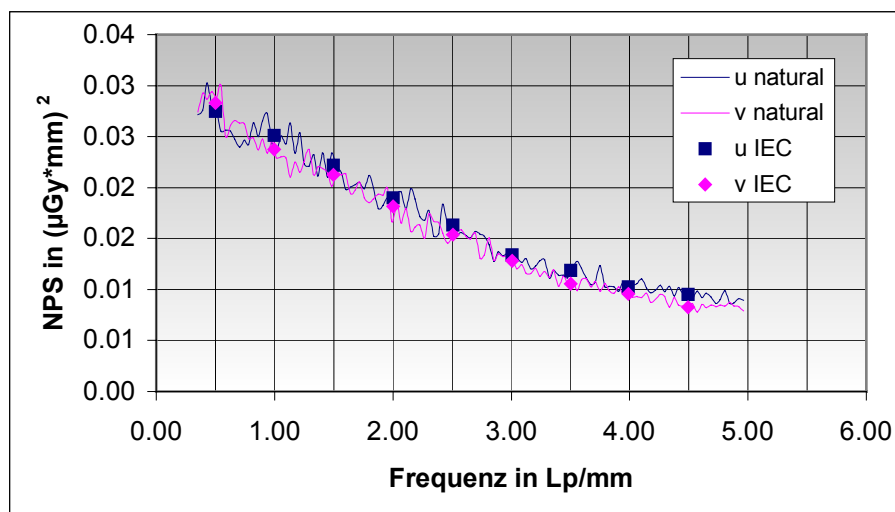


Abbildung 6.8: NPS in horizontaler und vertikaler Richtung für 58,2μGy, Senographie DS mit Raster

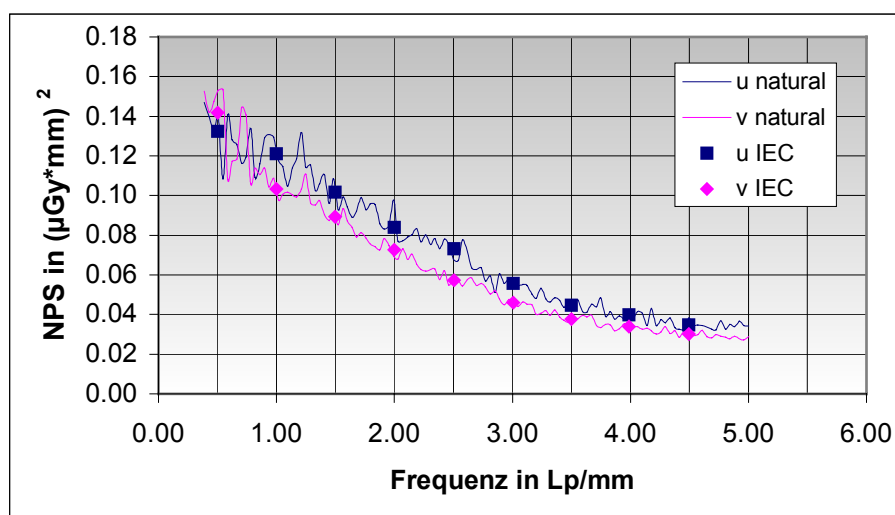


Abbildung 6.9: NPS in horizontaler und vertikaler Richtung für 213,4μGy, Senographie DS mit Raster



### 6.1.5 Die DQE

In den Abbildungen 6.10 bis 6.13 ist die DQE in horizontaler und vertikaler Richtung für das IEC-Binning und das natural-Binning dargestellt. Da für die Ortsfrequenz von 0,5 Lp/mm keine Werte für das NPS vorlagen, ist die DQE hier ab Ortsfrequenzen von 1,0 Lp/mm dargestellt. Ebenso lagen für die Nyquist-Frequenz von 5 Lp/mm keine NPS-Werte vor. Die Ergebnisse für das natural-Binning befinden sich im Anhang 8.7.

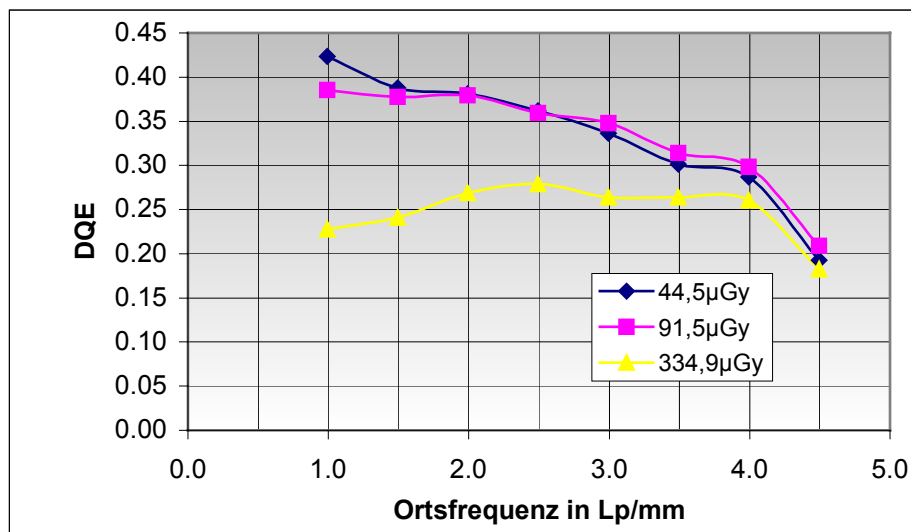


Abbildung 6.10: DQE in Abhängigkeit von der Ortsfrequenz für drei Dosisniveaus in horizontaler Richtung ohne Raster, nach dem IEC-Binning, Senographie DS

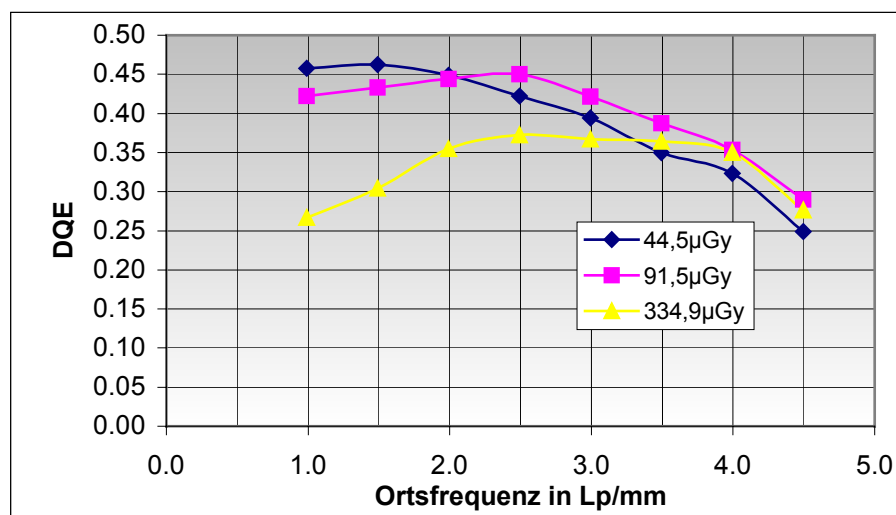


Abbildung 6.11: DQE in Abhängigkeit von der Ortsfrequenz für drei Dosisniveaus in vertikaler Richtung ohne Raster, nach dem IEC-Binning, Senographie DS

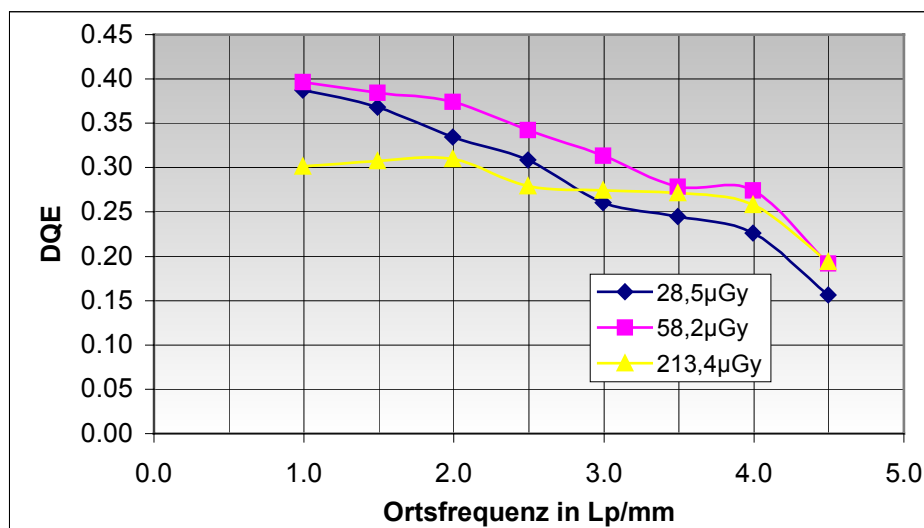
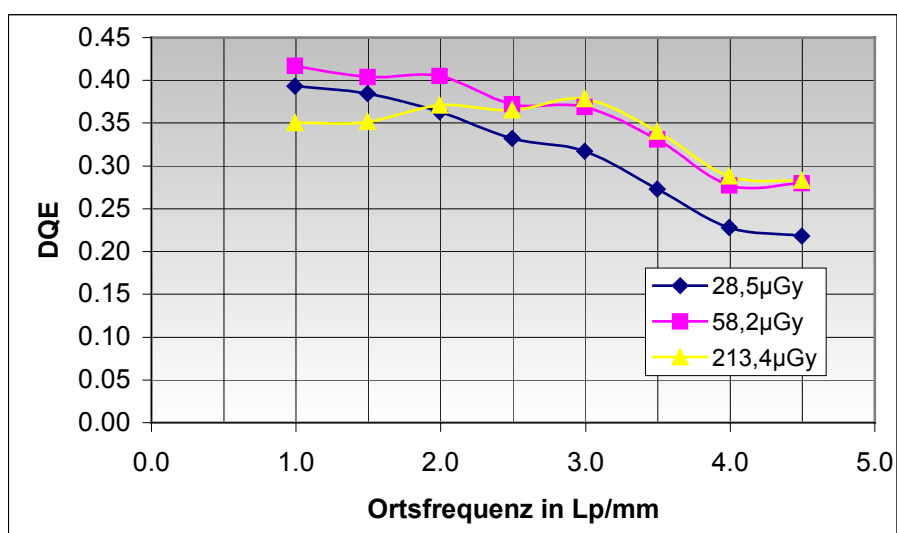


Abbildung 6.12: DQE in Abhängigkeit von der Ortsfrequenz für drei Dosisniveaus in horizontaler Richtung mit Raster, nach dem IEC-Binning, Senographie DS



8

Abbildung 6.13: DQE in Abhängigkeit von der Ortsfrequenz für drei Dosisniveaus in vertikaler Richtung mit Raster, nach dem IEC-Binning, Senographie DS

	Senographie 2000DS DQE(v)						Senographie 2000DS DQE(u)					
	mit Raster			ohne Raster			mit Raster			ohne Raster		
Ortsfrequenz in Lp/mm	28,5 μGy	58,2 μGy	213,4 μGy	44,5 μGy	91,5 μGy	334,9 μGy	28,5 μGy	58,2 μGy	213,4 μGy	44,5 μGy	91,5 μGy	334,9 μGy
1,0	0.393	0.417	0.350	0.458	0.422	0.267	0.388	0.396	0.301	0.423	0.386	0.227
1,5	0.384	0.404	0.352	0.463	0.433	0.304	0.368	0.384	0.307	0.388	0.378	0.241
2,0	0.363	0.405	0.371	0.449	0.444	0.355	0.334	0.374	0.310	0.381	0.379	0.269
2,5	0.332	0.372	0.365	0.422	0.450	0.373	0.309	0.342	0.279	0.362	0.359	0.279
3,0	0.318	0.369	0.378	0.395	0.422	0.367	0.260	0.313	0.274	0.337	0.348	0.264
3,5	0.273	0.331	0.340	0.350	0.387	0.364	0.245	0.279	0.271	0.301	0.314	0.264
4,0	0.228	0.277	0.288	0.323	0.353	0.350	0.226	0.274	0.258	0.287	0.298	0.260
4,5	0.218	0.280	0.283	0.249	0.290	0.277	0.156	0.192	0.194	0.193	0.209	0.183

Tabelle 6.1: Die in den Abbildungen 6.10 bis 6.13 dargestellten DQE-Werte in tabellarischer Form

Für das niedrige und das mittlere Dosisniveau des Senographie DS liegen die Werte der DQE in vertikaler Richtung ungefähr in dem Bereich, der aufgrund von Herstellerangaben zu erwarten war. Für niedrige Ortsfrequenzen und ein hohes Dosisniveau nimmt die DQE stark ab. Eine Verringerung der DQE mit zunehmender Dosis, wie es hier zu beobachten ist, hängt mit der Abnahme des Quantenrauschens bei höheren Dosen zusammen. Während das Quantenrauschen bei geringer Dosis über dem konstanten elektronischen Rauschen (Eigenrauschen des Systems) liegt, nimmt es für höhere Dosisniveaus ab und liegt ab einer bestimmten Dosis darunter. Ab diesem Punkt nimmt die DQE mit steigender Dosis ab.

Weiterhin wird aus Tabelle 6.1 ersichtlich, dass die DQE ohne Streustrahlenraster höher ist, als die mit Streustrahlenraster.

## 6.2 Mammomat Novation DR

Die Bilder, welche zur Bestimmung der DQE des Mammomat Novation DR vorlagen, wurden von Herrn Dr. Thomas Mertelmeier, Mitarbeiter der Siemens AG, zur Verfügung gestellt. Die Aufnahmebedingungen entsprachen nicht der IEC 62220-1. Es wurde hier ein 1mm dicker Beryllium-Filter unmittelbar vor dem Strahlenaustrittsfenster platziert. Ein zusätzliche Blende wurde nicht verwendet. Die Dosis wurde mit einem PTW Diados gemessen, welches in der Mitte der Detektoroberfläche platziert wurde. Alle Aufnahmen wurden ohne ein Streustrahlenraster angefertigt. Der Abstand des Brennflecks zum Detektor beträgt beim Mammomat Novation DR 650mm.

Die Auswertung der Bilddaten geschah nach der gleichen Vorgehensweise, wie die Auswertung der Bilddaten des Senographie DS.

### 6.2.1 Die Kennlinie

Die Kennlinie des Mammomat Novation DR wurde aus insgesamt 13 Aufnahmen bestimmt, deren mAs-Werte zwischen 2 und 500 lagen. Auch hier handelt es sich um eine lineare Kennlinie.

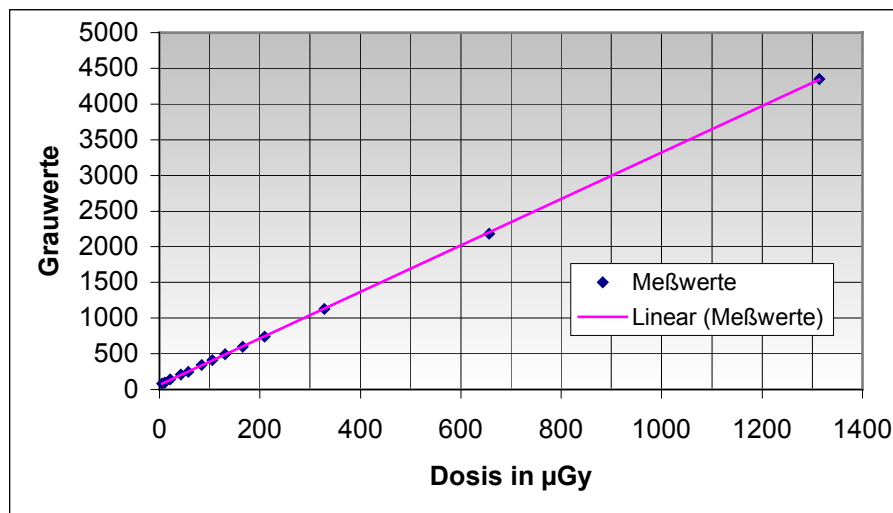


Abbildung 6.14: Grauwerte in Abhängigkeit von der Dosis  
Mammomat Novation DR,  $y=3,253599x+64,091600$ ,  $R^2=0.999961$

### 6.2.2 Die MTF

Die Abbildungen der MTF zeigen auch hier einen LFD, der jedoch nicht so stark ausgeprägt ist, wie bei der MTF des Senographie DS. Es ist an dieser Stelle anzumerken, dass der Winkel zwischen Kante und Zeilen bzw. Spalten der Bildmatrix bei der Aufnahme der Kante in vertikaler Richtung nicht zwischen  $1,5^\circ$  und  $3^\circ$  lag, sondern einen Wert von  $3,77^\circ$  hatte.

Zwischen den Kurvenverläufen der MTF in vertikaler und horizontaler Richtung sind keine Differenzen zu sehen.

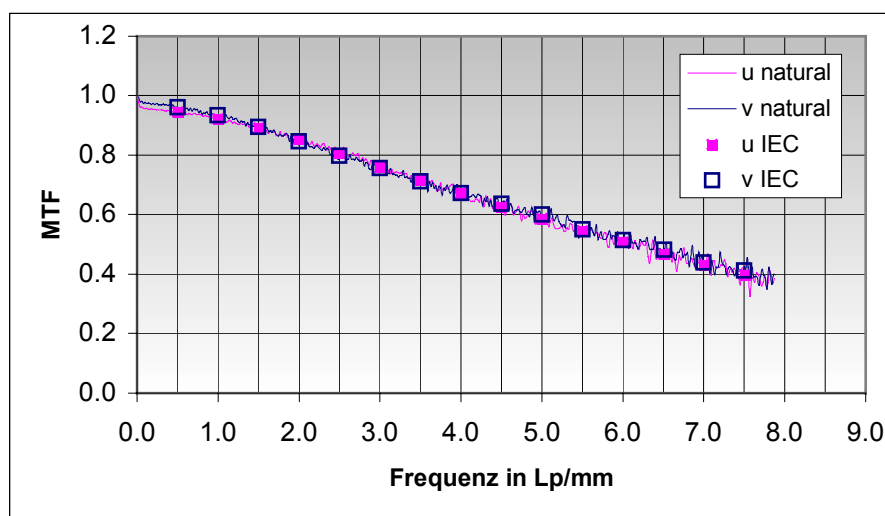


Abbildung 6.15: Die MTF in horizontaler und vertikaler Richtung,  
Mammomat Novation DR

### 6.2.3 Das NPS

Aufgrund der im Vergleich zum Senographie DS geringeren Pixelgröße waren für die Auswertung von 4 Millionen unabhängigen Pixeln acht ROIs pro Dosisniveau ausreichend. Da für jedes Dosisniveau nur eine Aufnahme vorlag, wurden diese acht ROIs aus einer einzigen Aufnahme entnommen. Dabei wurde darauf geachtet, dass sich die ROIs nicht überlappen. Nach der Bildung des Mittelwertes ergaben sich die in den folgenden Abbildungen dargestellten Ergebnisse für das NPS. Dargestellt sind eindimensionale Spektren in horizontaler und vertikaler Richtung, die sich nicht wesentlich voneinander unterscheiden.

Im Vergleich zum indirekten System nimmt das Rauschen beim direkten System mit zunehmender Frequenz weniger stark ab. Es liegt nahezu ein weißes Rauschen vor. Unterschiede zwischen den Rauschspektren in vertikaler und horizontaler Richtung sind hier nicht zu erkennen.

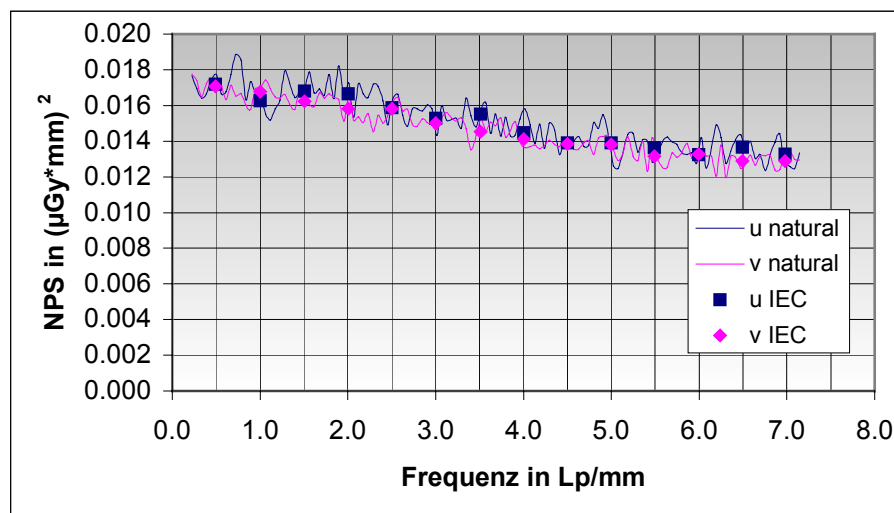


Abbildung 6.16: NPS in horizontaler und vertikaler Richtung für 42,2 $\mu$ Gy, Mammomat Novation DR

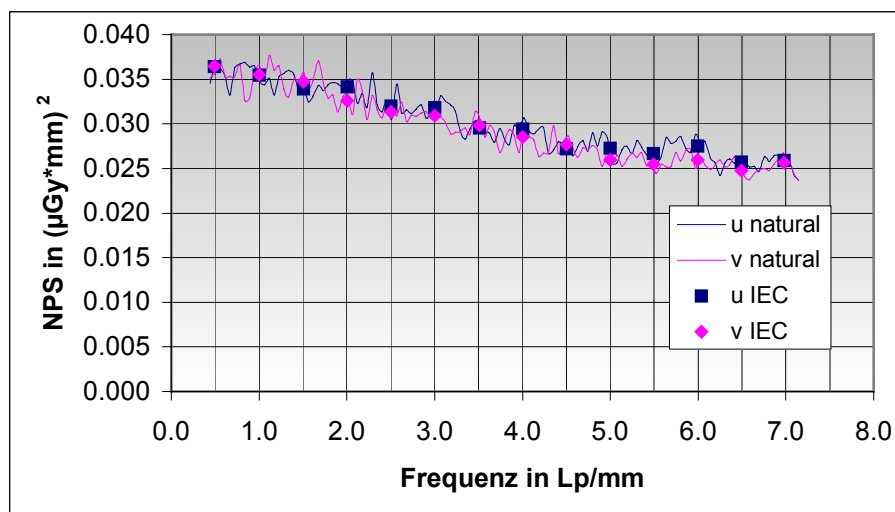


Abbildung 6.17: NPS in horizontaler und vertikaler Richtung für 105,2  $\mu\text{Gy}$ , Mammomat Novation DR

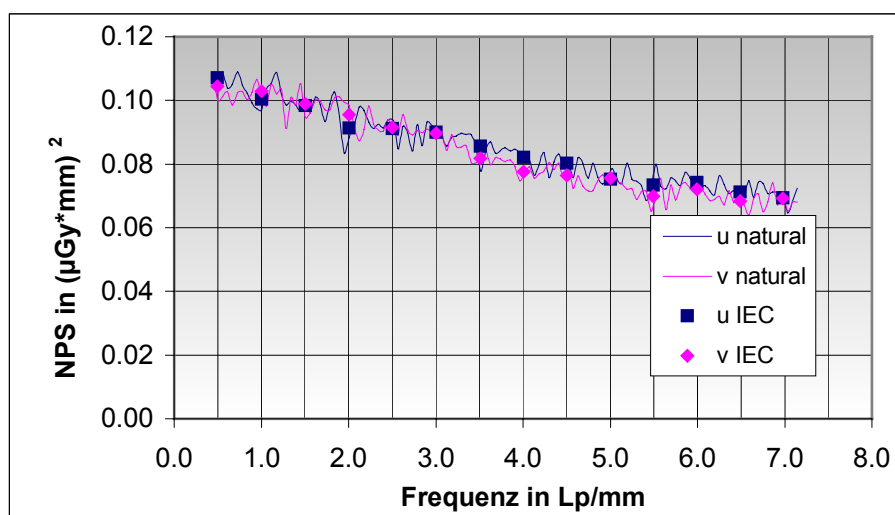


Abbildung 6.18: NPS in horizontaler und vertikaler Richtung für 328,1  $\mu\text{Gy}$ , Mammomat Novation DR

#### 6.2.4 Die DQE

Dargestellt ist in den Abbildungen 6.19 und 6.20 die DQE für das IEC-Binning und das natural-Binning. Für das IEC-Binning kann die DQE ebenfalls nicht bis zur Nyquist-Frequenz dargestellt werden, jedoch für Ortsfrequenzen von 0,5 Lp/mm. Anders als bei der Einrichtung der Firma GE nimmt die DQE hier bei höheren Dosen nicht ab, sondern zu. Die Erklärung dafür liegt im geringeren Eigenrauschen des Systems. Ein weiteres Erhöhen der Dosis hätte auch hier die Abnahme der DQE ab einem bestimmten Dosiswert zur Folge.

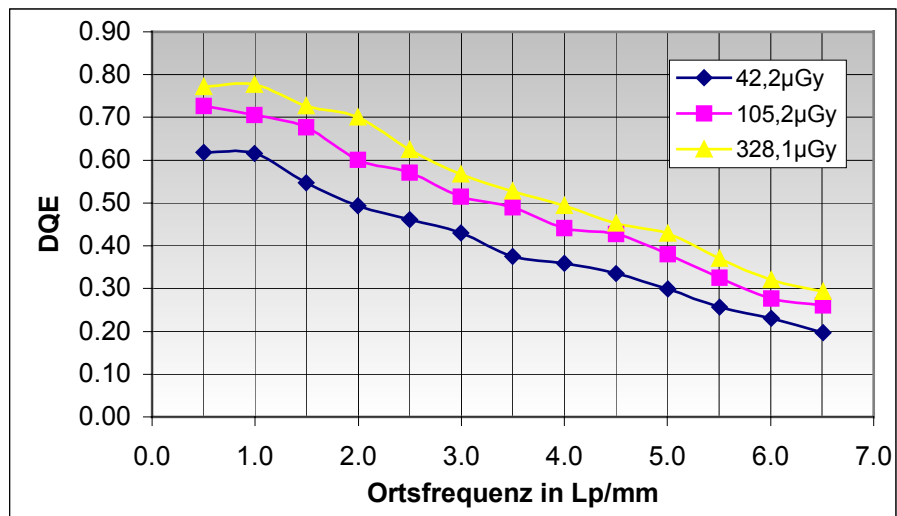


Abbildung 6.19: DQE in Abhängigkeit von der Ortsfrequenz für drei Dosisniveaus in horizontaler Richtung, nach dem IEC-Binning, Mammomat Novation DR

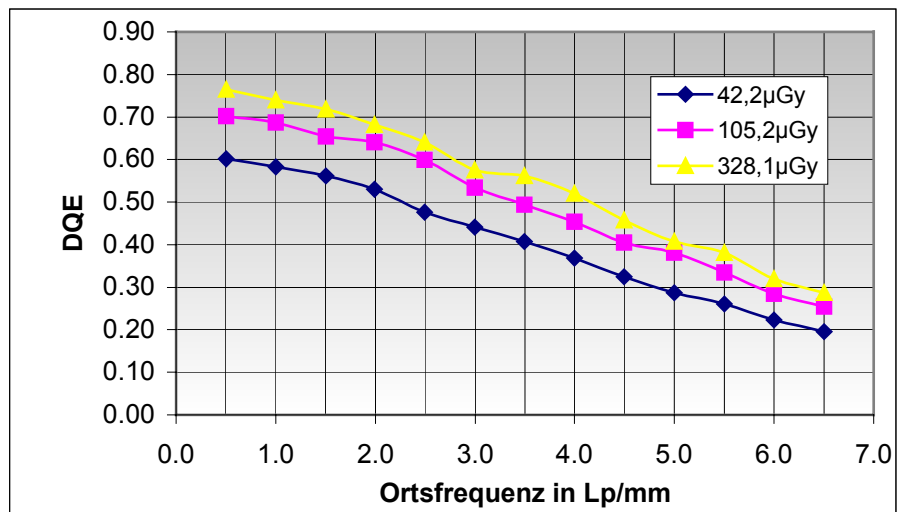


Abbildung 6.20: DQE in Abhängigkeit von der Ortsfrequenz für drei Dosisniveaus in vertikaler Richtung, nach dem IEC-Binning, Mammomat Novation DR

Ortsfrequenz in Lp/mm	Mammomat Novation					
	DQE(v)			DQE(u)		
	42,2 μGy	105,2 μGy	328,1 μGy	42,2 μGy	105,2 μGy	328,1 μGy
0,5	0.601	0.702	0.765	0.618	0.727	0.772
1,0	0.583	0.687	0.739	0.616	0.705	0.777
1,5	0.562	0.654	0.718	0.547	0.676	0.727
2,0	0.530	0.641	0.682	0.494	0.601	0.701
2,5	0.476	0.599	0.640	0.461	0.570	0.625
3,0	0.441	0.535	0.575	0.430	0.515	0.568
3,5	0.408	0.494	0.562	0.375	0.490	0.527
4,0	0.368	0.454	0.520	0.359	0.441	0.493
4,5	0.325	0.405	0.457	0.336	0.428	0.453
5,0	0.287	0.381	0.408	0.299	0.380	0.429
5,5	0.260	0.335	0.381	0.257	0.326	0.370
6,0	0.223	0.285	0.320	0.230	0.277	0.320
6,5	0.196	0.255	0.287	0.197	0.260	0.293

Tabelle 6.2: Die in den Abbildungen 6.19 und 6.20 dargestellten DQE-Werte in tabellarischer Form



## 7. Diskussion und Schlussfolgerung

Ein direkter Vergleich der Ergebnisse, die für die beiden Systeme erzielt wurden, wäre nur dann zulässig, wenn man in beiden Fällen mit identischen Aufnahmebedingungen gearbeitet und eine identische Vorgehensweise zur Auswertung der Aufnahmen verwendet hätte. Da dies nicht der Fall war, soll hier auf eine Gegenüberstellung der Werte, die in den Tabellen 6.1 und 6.2 angegeben sind, verzichtet werden.

Zwar wurde bei beiden Messreihen das Dosimeter PTX Diados verwendet, jedoch können sich aufgrund der Eichung der Dosimeter auf unterschiedliche Strahlenqualitäten Unterschiede in der Dosismessung ergeben, die bis zu 5% betragen. Weiterhin ist anzumerken, dass die in Kapitel 4.2 genannten Anforderungen nicht hinreichend erfüllt wurden (siehe Anhang 8.6). Die Abweichung der Messdaten von der angepassten Kurve beträgt teilweise mehr als 2%.

In Kapitel 6 wurde bereits darauf hingewiesen, dass die Kurvenverläufe im Falle des Senographie DS auf farbiges Rauschen und im Falle des Mammomat Novation DR auf nahezu weißes Rauschen deuten. Ein Gegenüberstellen der NPS-Kurven für vergleichbare Dosisniveaus soll dies hier noch einmal verdeutlichen.

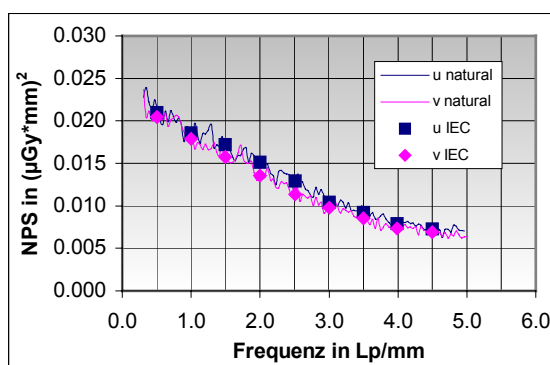


Abbildung 7.1: NPS in horizontaler und vertikaler Richtung für 44,5µGy, Senographie DS

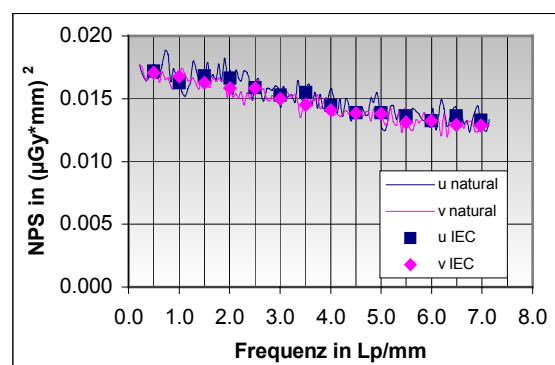


Abbildung 7.2: NPS in horizontaler und vertikaler Richtung für 42.2µGy, Mammomat Novation DR

Aufgrund des Rauschens auf den NPS-Kurven wird der Fehler der NPS-Ergebnisse auf 3% geschätzt.

Der LFD, die bei beiden Messreihen zu sehen ist, kann sowohl durch Streustrahlung, als auch durch den Abstand der Kante vom Detektor herrühren. Ein Präzisieren der MTF-Messungen konnte im Rahmen dieser Diplomarbeit nicht realisiert werden, wäre jedoch ein Ansatz für weitere Arbeiten zu diesem Thema. Generell wird der Fehler, der mit der Bestimmung der MTF durch die Kantenmethode verbunden ist, auf ca. 2% geschätzt. [13, S. 121]

Die Abbildungen 7.3 und 7.4 stellen die geometrische MTF und die MTF nach dem natural-Binning, wie sie gemäß Kapitel 4.4 ermittelt wurde, für beide Systeme dar. Da die MTF nach dem natural-Binning für die vertikale und horizontale Richtung keine wesentlichen Unterschied zeigte, was sowohl für das indirekte, als auch da direkte System gilt, wurde für die Abbildungen 7.3 und 7.4 beispielhaft die MTF in horizontaler Richtung ausgewählt. Die Abbildungen zeigen nicht nur die Distanz der jeweiligen geometrischen MTF zur realen MTF, sie bieten auch einen Vergleich der MTF des indirekten Systems zu der des direkten, die erwartungsgemäß niedriger ist.

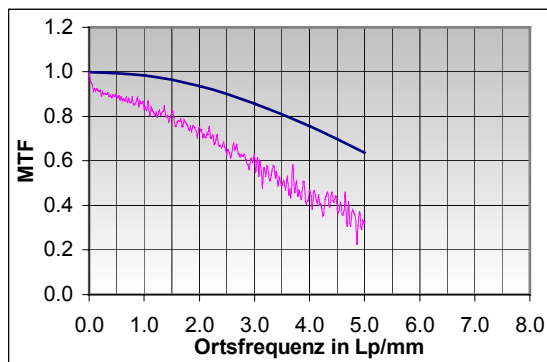


Abbildung 7.3: geometrische und reale MTF, Senographie DS

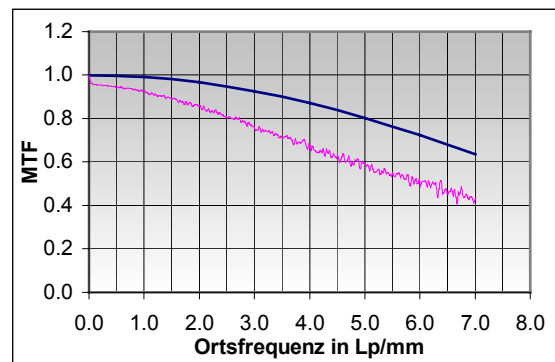


Abbildung 7.4: geometrische und reale MTF, Mammomat Novation DR

Die geometrische MTF wurde nach folgender Gleichung [6] ermittelt:

$$MTF_{geo} = \left| \frac{\sin\left(\frac{\pi}{2} \frac{\text{Ortsfrequenz}}{\text{Nyquist-Frequenz}}\right)}{\frac{\pi}{2} \frac{\text{Ortsfrequenz}}{\text{Nyquist-Frequenz}}} \right| \quad (7.1)$$

Es ist zu sehen, dass die Distanz zwischen der geometrischen und der realen MTF bei dem indirekten System größer ist, als bei dem direkten. Der Grund dafür ist, dass die Ortsauflösung des indirekten Systems nicht alleine durch die

Pixelgröße, sondern auch durch die Streuung des Lichtes im Szintillator begrenzt wird. Die Abbildung 7.5 macht die Auswirkung der Lichtstreuung anhand der Linienbildfunktion deutlich.

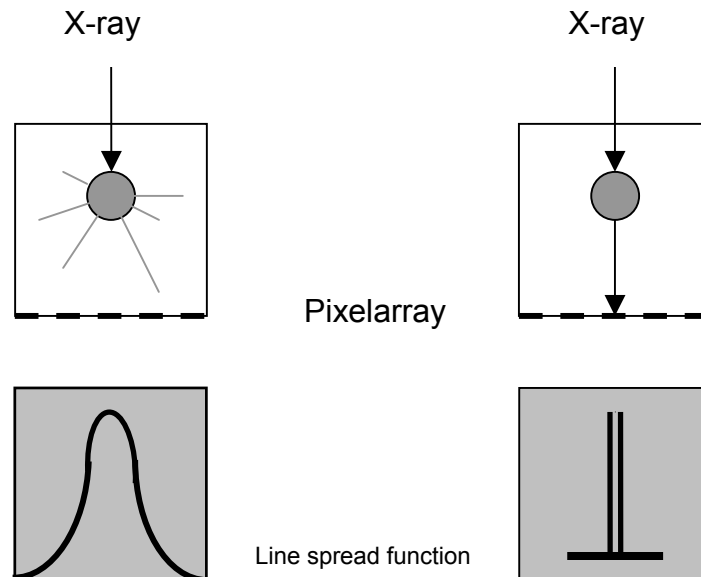


Abbildung 7.5: Linienbildfunktionen für die indirekte (links) und die direkte (rechts) Konversion (modifiziert nach [18, Abbildung 2])

Das Verwenden von Cäsiumjodid als Szintillator stellt immer einen Kompromiss dar, denn eine dünne Schicht verringert zwar die Streuung des Lichtes, begrenzt aber auch die Absorptionsrate der einfallenden Röntgenstrahlung.

Grundsätzlich war zu erwarten, dass die DQE des direkten Systems über der des indirekten liegt. Obwohl in der Literatur vielfach davon gesprochen wird, dass die Streuung des sichtbaren Lichtes bei der indirekten Konversion „nicht nennenswert [16]“ ist, wird diese Art der Konversion doch in einigen Quellen als „nicht perfekt [8]“ bezeichnet, denn auch wenn die Streuung nur gering ist, so ist doch vorhanden. Der Unterschied der Ergebnisse für das niedrigste hier getestete Dosisniveau beträgt ca. 20%. Aus diesem Grund kann man davon ausgehen, dass ein Wiederholen der Messungen mit identischen Verfahren bestätigen würde, dass die DQE des Systems der Firma Siemens über der Einrichtung der Firma GE liegt.

Mit einem Fehler von 2% für die MTF, einem Fehler von 3% für das NPS und einer erweiterten Messunsicherheit von 2 ergibt sich eine Unsicherheit von 7,2% für die DQE.

Die vorliegenden Ergebnisse zeigen, dass die DQE-Bestimmung soweit es im Rahmen dieser Diplomarbeit möglich war, durchgeführt werden konnte. Die Arbeit stellt somit eine Grundlage dar, auf der weitere Arbeiten zu diesem Thema vorgenommen werden können. Von großem Interesse wäre insbesondere ein Vergleich der DQE verschiedener Systeme, die mit identischen Aufnahmebedingungen und Auswerteverfahren bestimmt wurde.

## 8. Anhang

### 8.1 Literaturverzeichnis

- [1] IEC CDV 62220-1:  
Medizinische elektrische Geräte - Merkmale digitaler Röntgenbildgeräte -  
Teil 1: Bestimmung der detektiven Quantenausbeute  
Beuth Verlag, Berlin (2004)
- [2] New work item proposal IEC 62220-1-2:  
Medical electrical equipment - Characteristics of digital x-ray imaging  
devices - Part 1: Determination of the detective quantum efficiency, Section  
2: Mammography Detectors  
(2004)
- [3] Pfandzelter, R., Sander, G., Gibis, B., Perleth, M., Lubecki, P., Herz, E.:  
Digitale Mammographie - Ein Kurzassessment des Gemeinsamen  
Ausschusses „Qualitätssicherung“ der Partner der Bundesmantelverträge  
(2003)
- [4] Vedantham, S., Karellas, A., Suryanarayanan, S.:  
Full breast digital mammography with an amorphous silicon-based flat  
panel detector: Physical characteristics of a clinical prototype  
Med. Phys. 27 (2000) 558-567
- [5] Bericht zur FDA-Zulassung des Siemens Mammomat Novation DR  
PMA Nr. P030010  
(2004)
- [6] Yorker, J.G., Jeromin, L.S., Lee, D.L.Y., Palecki, E.F., Golden, K.P., Jing,  
Z.:  
Characterization of a full field digital mammography detector based on  
direct x-ray conversion in selenium.  
Medical imaging 2002: Physics of Medical Imaging. Proceedings of SPIE  
Vol. 4682 (2002)
- [7] <http://www.geoinformatik.uni-rostock.de/lexikon.asp>  
(November 2004)
- [8] Beutel, J., Kundel, H.L., Van Metter, R.L.: Handbook of Medical Imaging,  
Volume 1: Physics and Psychophysics.  
SPIE Press, Bellingham USA (2000)
- [9] Kunz, D.:  
Skript Digitale Bildverarbeitung.  
WS 2002/03
- [10] DIN 6814, Teil 14, Teil 20  
Begriffe und Benennungen in der radiologischen Technik.  
Beuth Verlag, Berlin (1981)

- [11] Ewen. K.:  
Moderne Bildgebung.  
Georg Thieme Verlag Stuttgart New York (1998)
- [12] Günther-Kohfahl, S., Neitzel, U.:  
Bildqualitätsparameter in der digitalen Radiographie: Zur Messung von  
Modulationsübertragungsfunktion und Wiener Spektrum.  
Med. Phys. 3 (1993) 183-188
- [13] PTB Braunschweig  
Schlussbericht zum BMWA-Projekt VI A 2-2 „Digitale Röntgendetektoren“.  
(2003)
- [14] DIN EN 61267  
Medizinische diagnostische Röntgeneinrichtungen –  
Bestrahlungsbedingungen zur Bestimmung von Kennmerkmalen.  
Beuth Verlag, Berlin (1994)
- [15] National Electrical Manufacturers Association  
Digital Imaging and Communications in Medicine (DICOM)-Part 1:  
Introduction and Overview  
Virginia USA (2004)
- [16] Spahn, M., Heer, V., Freytag, R.:  
Flachbilddetektoren in der Röntgendiagnostik  
Der Radiologe 43 (2003): 340-350
- [17] Produktinformation GE Healthcare  
Senographie DS –Versatile Digital Mammography Station  
(2004)
- [18] Schmidt, E.-L., Herbig, W.:  
Der Flachbilddetektor auf der Basis von amorphem Selen  
Der Radiologe 43 (2003): 374-378
- [19] Produktinformation Siemens AG Medical Solutions  
Mammomat Novation DR  
(2004)
- [20] IEC 1267  
Medical diagnostic x-ray equipment – Radiation conditions for use in the  
determination of characteristics.  
Beuth Verlag, Berlin (1994)
- [21] Illers, H., Buhr, E., Günther-Kohfahl, S., Neitzel, U.:  
Measurement of the modulation transfer function of digital X-ray detectors  
with an opaque edge test device.  
Malmö Conference on Medical X-Ray Imaging (2004)

## 8.2 Eidesstattliche Erklärung

Ich versichere hiermit, die vorgelegte Arbeit in dem gemeldeten Zeitraum ohne fremde Hilfe verfasst und mich keiner anderen als der angegebenen Hilfsmittel und Quellen bedient zu haben.

Köln, den 26.01.2005

---

Katharina Tölkes

### 8.3 Sperrvermerk

Die vorgelegte Arbeit unterliegt keinem Sperrvermerk.



## 8.4 Weitergabeerklärung

Ich erkläre hiermit mein Einverständnis, dass das vorliegende Exemplar meiner Abschlussarbeit oder eine Kopie hiervon für wissenschaftliche Zwecke verwendet werden darf.

Köln, den 26.01.2005

---

Katharina Tölkes

## 8.5 Messwerte

mAs	Grauwerte	Detektordosis [ $\mu$ Gy] o.R.	Standardabweichung
4.5	315.1	39.60	7.28902
5.0	353.6	44.48	7.68901
5.6	397.3	50.27	7.99902
6.3	449.7	56.73	8.41329
7.1	510.0	64.21	9.07088
8.0	577.3	72.68	9.63417
9.0	651.1	82.12	10.0387
10.0	726.6	91.48	10.6171
11.0	802.0	100.83	11.3425
12.5	914.1	114.86	12.1358
14.0	1029.4	128.92	12.7661
16.0	1177.0	147.59	13.8993
18.0	1327.1	166.44	14.9719
20.0	1477.5	185.06	15.5391
22.5	1664.3	208.53	16.8743
25.0	1850.3	232.08	17.9733
28.0	2077.1	260.17	19.2015
32.0	2375.1	297.55	20.9494
36.0	2674.5	334.93	22.5575
40.0	2974.1	372.60	24.0339
45.0	3346.0	419.39	26.3073
50.0	3721.66	466.18	28.1019

Tabelle 8.1: Daten zu den Aufnahmen des Senographie DS

mAs	Grauwerte	Detektordosis [ $\mu$ Gy]	Standardabweichung
2	81.7	5.34	3.21114
4	93.9	10.69	3.48033
8	139.1	21.19	3.99310
16	208.6	42.18	5.00985
22	249.9	57.84	5.54531
32	345.7	83.99	6.49591
40	412.1	105.17	7.10420
50	492.6	130.94	7.82730
63	599.2	165.30	8.63337
80	738.6	209.77	9.59679
125	1125.6	328.12	11.88870
250	2183.7	656.23	17.01330
500	4349.340	1314.18	25.43650

Tabelle 8.2: Daten zu den Aufnahmen des Mammomat Novation DR

## 8.6 Fehlerrechnung

Gemessene Grauwerte	Gemessene Dosis [ $\mu\text{Gy}$ ]	Gerechnete Grauwerte	% Abweichung der Grauwerte Modell von Messung	Gerechnete Dosis [ $\mu\text{Gy}$ ]	% Abweichung der Dosis Modell von Messung
315.1	39.60	313.00	-0.68%	38.56	-2.63%
353.6	44.48	351.99	-0.47%	43.38	-2.48%
397.3	50.27	398.23	0.22%	48.85	-2.82%
449.7	56.73	449.84	0.03%	55.40	-2.33%
510.0	64.21	509.62	-0.08%	62.95	-1.96%
577.3	72.68	577.34	0.01%	71.37	-1.81%
651.1	82.12	652.77	0.26%	80.61	-1.85%
726.6	91.48	727.49	0.13%	90.05	-1.56%
802.0	100.83	802.22	0.03%	99.50	-1.32%
914.1	114.86	914.31	0.03%	113.52	-1.17%
1029.4	128.92	1026.63	-0.27%	127.95	-0.75%
1177.0	147.59	1175.85	-0.10%	146.43	-0.79%
1327.1	166.44	1326.46	-0.05%	165.22	-0.74%
1477.5	185.06	1475.22	-0.15%	184.03	-0.55%
1664.3	208.53	1662.73	-0.09%	207.41	-0.53%
1850.3	232.08	1850.95	0.04%	230.69	-0.60%
2077.1	260.17	2075.36	-0.08%	259.08	-0.42%
2375.1	297.55	2374.03	-0.04%	296.37	-0.40%
2674.5	334.93	2672.69	-0.07%	333.84	-0.32%
2974.1	372.60	2973.70	-0.01%	371.34	-0.34%
3346.0	419.39	3347.56	0.05%	417.89	-0.36%
3721.7	466.18	3721.42	-0.01%	464.90	-0.27%
Maximale Abweichung in %			0.68%		2.82%

Tabelle 8.3: Abweichung der Modellkurve von den Messdaten, Senographe DS

Gemessene Grauwerte	Gemessene Dosis [ $\mu\text{Gy}$ ]	Gerechnete Grauwerte	% Abweichung der Grauwerte Modell von Messung	Gerechnete Dosis [ $\mu\text{Gy}$ ]	% Abweichung der Dosis Modell von Messung
81.7	5.34	82.74	1.21%	6.68	25.07%
93.9	10.69	100.13	6.67%	10.41	-2.63%
139.1	21.19	134.28	-3.49%	24.32	14.80%
208.6	42.18	202.60	-2.89%	45.68	8.28%
249.9	57.84	253.52	1.45%	58.37	0.92%
345.7	83.99	338.60	-2.04%	87.80	4.54%
412.1	105.17	407.54	-1.10%	108.21	2.89%
492.6	130.94	491.38	-0.24%	132.95	1.53%
599.2	165.30	603.16	0.67%	165.71	0.25%
738.6	209.77	747.86	1.25%	208.58	-0.57%
1125.6	328.12	1132.91	0.65%	327.52	-0.18%
2183.7	656.23	2200.46	0.77%	652.73	-0.53%
4349.3	1314.18	4341.16	-0.19%	1318.34	0.32%
Maximale Abweichung in %			6.67%		25.07%

Tabelle 8.4: Abweichung der Modellkurve von den Messdaten, Mammomat Novation DR

## 8.7 Ergänzung zu den Ergebnissen aus Kapitel 6

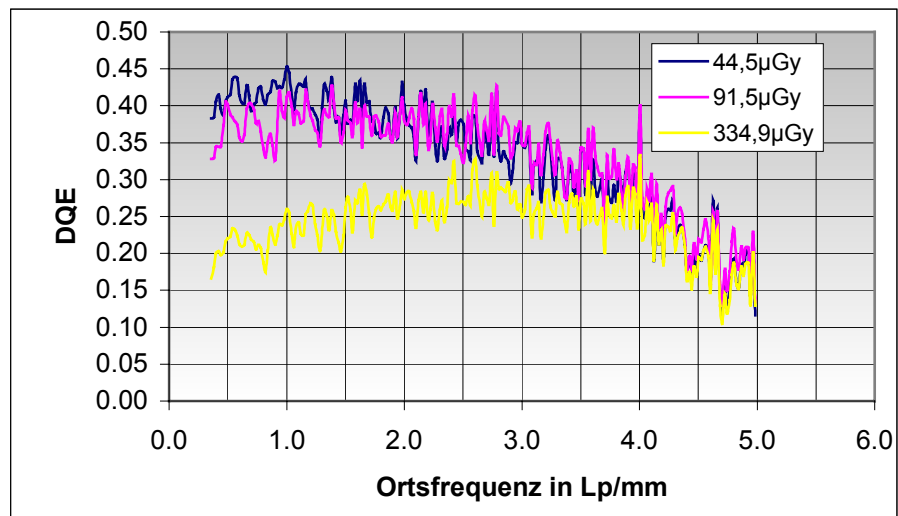


Abbildung 8.1: DQE in Abhängigkeit von der Ortsfrequenz für drei Dosisniveaus in horizontaler Richtung ohne Raster, nach dem natural-Binning, Senographie DS

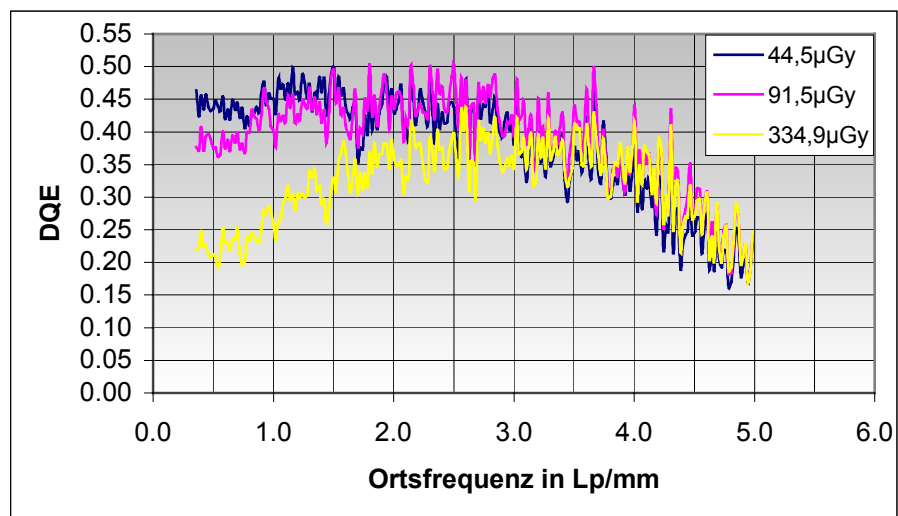


Abbildung 8.2: DQE in Abhängigkeit von der Ortsfrequenz für drei Dosisniveaus in vertikaler Richtung ohne Raster, nach dem natural-Binning, Senographie DS

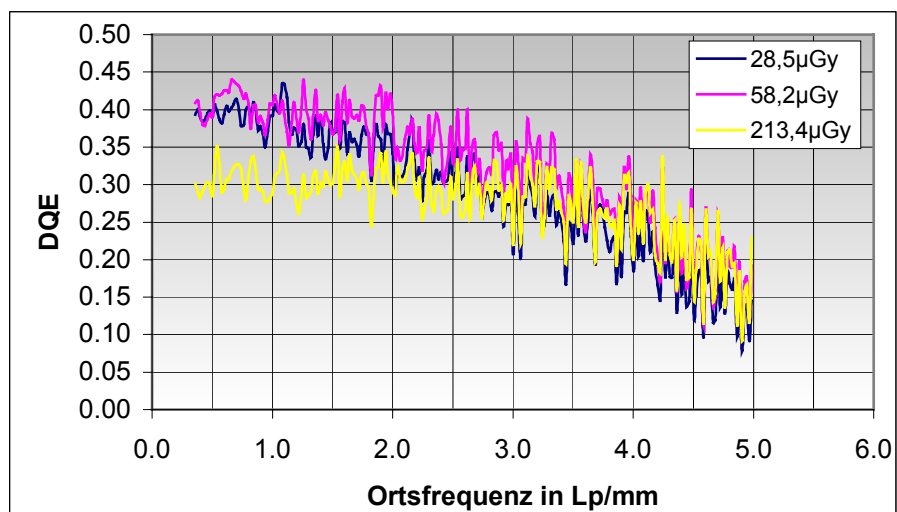


Abbildung 8.3: DQE in Abhängigkeit von der Ortsfrequenz für drei Dosisniveaus in horizontaler Richtung mit Raster, nach dem natural-Binning, Senographie DS

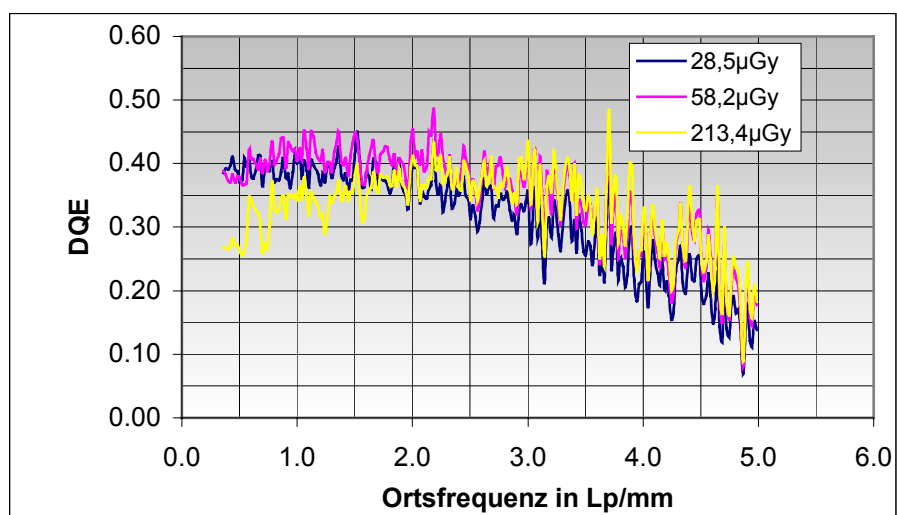


Abbildung 8.4: DQE in Abhängigkeit von der Ortsfrequenz für drei Dosisniveaus in vertikaler Richtung mit Raster, nach dem natural-Binning, Senographie DS

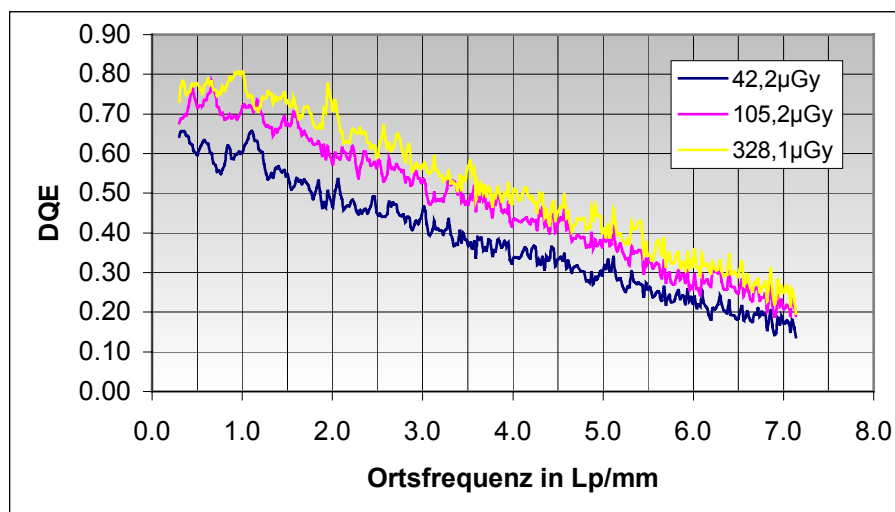


Abbildung 8.5: DQE in Abhängigkeit von der Ortsfrequenz für drei Dosisniveaus in horizontaler Richtung, nach dem natural-Binning, Mammomat Novation DR

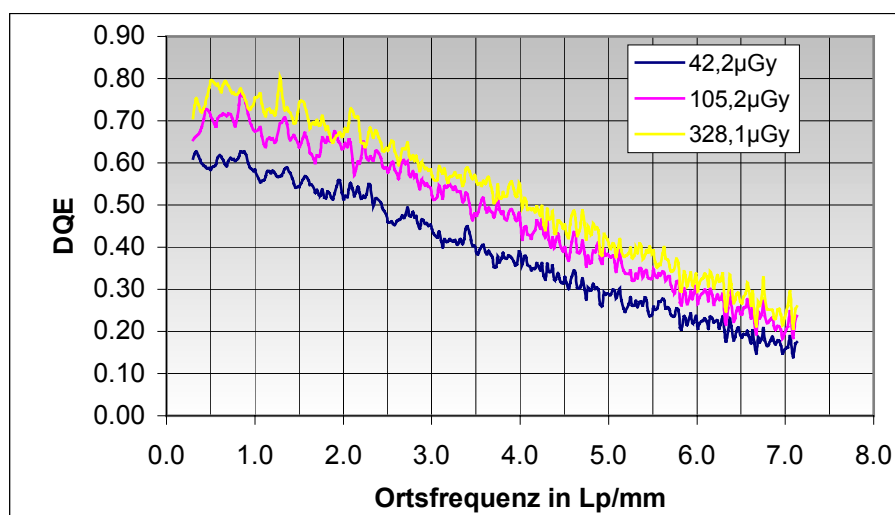


Abbildung 8.6: DQE in Abhängigkeit von der Ortsfrequenz für drei Dosisniveaus in vertikaler Richtung, nach dem natural-Binning, Mammomat Novation DR

## 8.9 Abbildungsverzeichnis

Abb. 3.1:	Skizze der Wolframkante und der zur Bestimmung der MTF genutzten ROI, sowie der bestrahlten Fläche	17
Abb. 3.2:	Messanordnung zur Aufnahme der Bilder	18
Abb. 4.1:	ROI zur Bestimmung der MTF	24
Abb. 4.2:	Orientierung der Kante	26
Abb. 4.3:	Regelmäßiges und tatsächliches Abtastraster	26
Abb. 4.4:	Gemittelttes ESF-Profil	26
Abb. 4.5:	Skizze der sich überlappenden ROIs	29
Abb. 6.1:	Lineare Kennlinie des Senographie DS	36
Abb. 6.2:	MTF in vertikaler und horizontaler Richtung ohne Raster, Senographie DS	37
Abb. 6.3:	MTF in vertikaler und horizontaler Richtung mit Raster, Senographie DS	37
Abb. 6.4:	NPS in horizontaler und vertikaler Richtung für 44,5 $\mu$ Gy, Senographie DS	38
Abb. 6.5:	NPS in horizontaler und vertikaler Richtung für 91,5 $\mu$ Gy, Senographie DS	38
Abb. 6.6:	NPS in horizontaler und vertikaler Richtung für 334,9 $\mu$ Gy, Senographie DS	39
Abb. 6.7:	NPS in horizontaler und vertikaler Richtung für 28,5 $\mu$ Gy, Senographie DS	39
Abb. 6.8:	NPS in horizontaler und vertikaler Richtung für 58,2 $\mu$ Gy, Senographie DS	40
Abb. 6.9:	NPS in horizontaler und vertikaler Richtung für 213,4 $\mu$ Gy, Senographie DS	40
Abb. 6.10:	DQE in Abhängigkeit von der Ortsfrequenz für drei Dosisniveaus in horizontaler Richtung ohne Raster, nach dem IEC-Binning, Senographie DS	41
Abb. 6.11:	DQE in Abhängigkeit von der Ortsfrequenz für drei Dosisniveaus in vertikaler Richtung ohne Raster, nach dem IEC-Binning, Senographie DS	41

Abb. 6.12:	DQE in Abhängigkeit von der Ortsfrequenz für drei Dosisniveaus in horizontaler Richtung mit Raster, nach dem IEC-Binning, Senographie DS	42
Abb. 6.13:	DQE in Abhängigkeit von der Ortsfrequenz für drei Dosisniveaus in vertikaler Richtung mit Raster, nach dem IEC-Binning, Senographie DS	42
Abb. 6.14:	Lineare Kennlinie des Detektors des Mammomat Novation DR	44
Abb. 6.15:	Die MTF in horizontaler und vertikaler Richtung, Mammomat Novation DR	44
Abb. 6.16:	NPS in horizontaler und vertikaler Richtung für 42,2 $\mu$ Gy, Mammomat Novation DR	45
Abb. 6.17:	NPS in horizontaler und vertikaler Richtung für 105,2 $\mu$ Gy, Mammomat Novation DR	46
Abb. 6.18:	NPS in horizontaler und vertikaler Richtung für 328,1 $\mu$ Gy, Mammomat Novation DR	46
Abb. 6.19:	DQE in Abhängigkeit von der Ortsfrequenz für drei Dosisniveaus in vertikaler Richtung, nach dem IEC-Binning, Mammomat Novation DR	47
Abb. 6.21:	DQE in Abhängigkeit von der Ortsfrequenz für drei Dosisniveaus in vertikaler Richtung, nach dem IEC-Binning, Mammomat Novation DR	47
Abb. 7.1:	NPS in horizontaler und in vertikaler Richtung für 44,5 $\mu$ Gy, Senographie DS	49
Abb. 7.2:	NPS in horizontaler und in vertikaler Richtung für 42,2 $\mu$ Gy, Mammomat Novation DR	49
Abb. 7.3:	geometrische und reale MTF, Senographie DS	50
Abb. 7.4:	geometrische und reale MTF, Mammomat Novation DR	50
Abb. 7.5:	Linienbildfunktion für die indirekte und die direkte Konversion	51
Abb. 8.1:	DQE in Abhängigkeit von der Ortsfrequenz für drei Dosisniveaus in horizontaler Richtung ohne Raster, nach dem natural-Binning, Senographie DS	60
Abb. 8.2:	DQE in Abhängigkeit von der Ortsfrequenz für drei Dosisniveaus in vertikaler Richtung ohne Raster, nach dem natural-Binning, Senographie DS	60



Abb. 8.3:	DQE in Abhängigkeit von der Ortsfrequenz für drei Dosisniveaus in horizontaler Richtung mit Raster, nach dem natural-Binning, Senographe DS	61
Abb. 8.4:	DQE in Abhängigkeit von der Ortsfrequenz für drei Dosisniveaus in vertikaler Richtung mit Raster, nach dem natural-Binning, Senographe DS	61
Abb. 8.5:	DQE in Abhängigkeit von der Ortsfrequenz für drei Dosisniveaus in horizontaler Richtung, nach dem natural-Binning, Mammomat Novation DR	62
Abb. 8.6	DQE in Abhängigkeit von der Ortsfrequenz für drei Dosisniveaus in vertikaler Richtung, nach dem natural-Binning, Mammomat Novation DR	62

## 8.10 Tabellenverzeichnis

Tabelle 4.1:	Daten und Ergebnisse zur Berechnung des Eingangsrauschspektrums	31
Tabelle 5.1:	Technische Daten des Detektors des Senographe DS	33
Tabelle 5.2:	Technische Daten des Detektors des Mammomat Novation DR	34
Tabelle 6.1:	Die in Tabelle 6.14 bis 6.16 dargestellten DQE-Werte in tabellarischer Form	42
Tabelle 6.2:	Die in Tabelle 6.23 bis 6.25 dargestellten DQE-Werte in tabellarischer Form	48
Tabelle 8.1:	Daten zu den Aufnahmen des Senographe DS	58
Tabelle 8.2:	Daten zu den Aufnahmen des Mammomat Novation DR	58
Tabelle 8.1	Abweichung der Modellkurve von dem Messdaten, Senographe DS	59
Tabelle 8.2	Abweichung der Modellkurve von den Messdaten, Mammomat Novation DR	59